

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

RODRIGO FILUS

**UTILIZAÇÃO DA IMAGEM INFRAVERMELHA NORMALIZADA PARA
DIAGNÓSTICO DE DOENÇAS OCUPACIONAIS E CORRELAÇÃO COM
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE E RESSONÂNCIA MAGNÉTICA**

CURITIBA

2011

RODRIGO FILUS

**UTILIZAÇÃO DA IMAGEM INFRAVERMELHA NORMALIZADA PARA
DIAGNÓSTICO DE DOENÇAS OCUPACIONAIS E CORRELAÇÃO COM
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE E RESSONÂNCIA MAGNÉTICA**

**Tese de Doutorado apresentada como
requisito parcial à obtenção do título de
Doutor em Engenharia Mecânica do Curso
de doutorado em Engenharia Mecânica da
Universidade Federal do Paraná, na área de
concentração Fenômenos de Transporte e
Mecânica dos Sólidos.**

**Orientador: Prof. Dr. José Viriato Coelho
Vargas**

**Co-orientadora: Prof.^a Dr.^a Maria Lúcia Leite
Ribeiro Okimoto**

CURITIBA

2011


TERMO DE APROVAÇÃO

RODRIGO FILUS

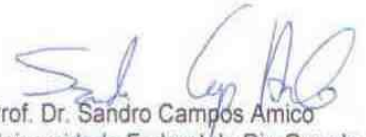
UTILIZAÇÃO DA IMAGEM INFRAVERMELHA NORMALIZADA PARA
DIAGNÓSTICO DE DOENÇAS OCUPACIONAIS E CORRELAÇÃO COM
ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE E RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Tese aprovada como requisito parcial à obtenção de grau de Doutor em Engenharia Mecânica, área de concentração Fenômenos de Transporte e Mecânica do Sólidos, no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Departamento de Engenharia Mecânica, Setor de Tecnologia da Universidade Federal do Paraná.

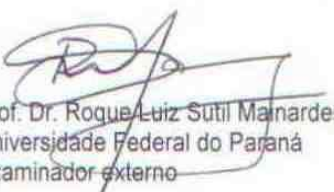
Banca Examinadora:




Prof. Dr. José Alberto dos Reis Parise
Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro
Examinador externo



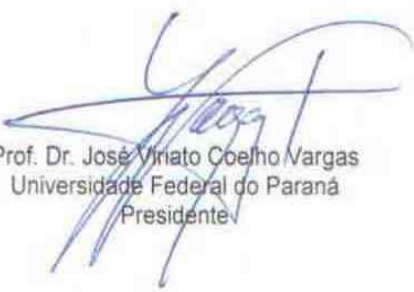
Prof. Dr. Sandro Campos Amico
Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Examinador externo



Prof. Dr. Roque Luiz Sutil Mainardes
Universidade Federal do Paraná
Examinador externo



Prof. Dr. Rudmar Serafim Matos
Universidade Federal do Paraná
Examinador interno



Prof. Dr. José Vinícius Coelho Vargas
Universidade Federal do Paraná
Presidente

Curitiba, 02 de setembro de 2011.

Dedico este trabalho a todos os trabalhadores que diariamente
saem de suas casas em busca da realização dos seus sonhos,
utilizando o próprio suor como meio de vitória.

AGRADECIMENTOS

- Agradeço a Deus pelo dom da Vida;
- À Minha família; minha esposa Caroline, filho Gustavo, minha mãe Sônia e meu irmão Rogério, por acreditar fielmente em meus objetivos e anseios;
- Aos Professores Vargas e Maria Lúcia Leite Ribeiro Okimoto pelo apoio e oportunidade desta empreitada;
- Ao Rodrigo Wruca, amigo colaborador deste projeto.
- Aos meus amigos mais fiéis pelo incentivo diário e auxílio constante.

“Sede Extraordinários nas coisas Ordinárias”.

“Uma vez fixada a Meta, ainda que o Céu venha abaixo, é preciso olhar para ela, sempre para ela (*C10*)”.

São José Marelo

RESUMO

Nesta tese foram realizadas coletas de dados utilizando sistemas de captação superficial, representados aqui pela imagem infravermelha normalizada (termógrafo de superfície) e eletromiografia de superfície. Através destas técnicas foram acompanhadas as atividades desenvolvidas por trabalhadores de uma indústria de metalurgia em postos de trabalho que apresentam riscos biomecânicos como, por exemplo, sobrecarga muscular e posturas inadequadas. Dentre os grupos musculares trabalhados focou-se na sobrecarga muscular mais evidente no posto de trabalho; no caso a região do ombro. O objetivo principal é a verificação dos dados apresentados pelos métodos e a viabilização das técnicas de captação superficial para atribuir um risco biomecânico às respostas dos indivíduos estudados. Para validar a metodologia e o uso dessas técnicas em trabalhadores nas indústrias, um grupo de controle consistindo de trabalhadores sem lesões nos membros superiores foi analisado com ambas as técnicas e os resultados comparados com grupos que já tinham alguma lesão diagnosticada por um meio diagnóstico de imagem, i.e., a ressonância magnética. Avaliou-se também o uso de uma metodologia de normalização de leituras de temperatura na superfície corporal e uma metodologia de gradientes conjugados para diagnóstico de doenças, considerando a influência das condições ambientais e do metabolismo do indivíduo, provendo medições normalizadas para qualquer localização geográfica. Outro objetivo é a utilização de um grupo de temperatura adimensional apropriado como índice quantitativo para análise do campo de temperatura da superfície corporal. A pesquisa buscou validar experimentalmente a metodologia desenvolvida através da comparação direta entre as medições experimentais realizadas com a nova metodologia e com técnicas de diagnóstico e monitorização tradicionais na medicina (eletromiografia de superfície e ressonância magnética), para os casos patológicos selecionados. Para diagnóstico de doenças, com amostras apropriadas, a idéia foi definir faixas de normalidade quantitativas, como ilustração do potencial de aplicação universal do método desenvolvido. A amostra utilizada para o estudo consistiu de 13 indivíduos, dentre os quais 8 sadios e 5 patológicos. Os resultados obtidos com a metodologia dos gradientes conjugados para indivíduos diagnosticados foram comparados com médias normais de temperatura de indivíduos sadios, sendo capazes de detectar as anormalidades em 100% dos casos. A eletromiografia também apresentou como média de fadiga muscular valores maiores para os indivíduos diagnosticados. Com base nos resultados, conclui-se que a avaliação termográfica pode ser utilizada para estabelecer níveis de fadiga e também direcionar possíveis padrões diagnósticos de lesões.

Palavras-chave: Imagem Infravermelha. Eletromiografia de Superfície. Ombro.

ABSTRACT

In this thesis, sets of data were collected using surface analysis systems, represented here by the standard infrared imaging (surface thermography) and surface electromyography. Through these techniques the activities undertaken by metallurgy workers in jobs that present biomechanical risks, such as muscular and inadequate postural oversolicitation, were followed within the working muscle groups, the most evident muscle overload in the workplace was targeted, in this case the shoulder. The main objective is the verification of data collected with the methods and the viabilization of the surface techniques to assign a biomechanical risk to the response of the studied subjects. To validate the methodology and the use of the techniques in the industry, a control group consisting of workers with no lesions in the upper limbs was analyzed with both techniques and the results compared to groups which already had an injury diagnosed by a traditional diagnostic imaging technique, i.e., magnetic resonance imaging. A normalized methodology for standardization of temperature readings on the body surface and a conjugate gradient methodology for the diagnosis of occupational diseases were also evaluated, considering the influence of environmental conditions and metabolism of the individual, providing standardized measurements for any geographic location. Another goal was to use an appropriate dimensionless temperature group as quantitative index for assessing the temperature distribution of the body surface. The research sought to experimentally validate the developed methodology through the direct comparison between the experimental measurements performed with the new methodology and with traditional techniques for diagnosis and monitoring in medicine (surface electromyography and magnetic resonance imaging), for the selected pathological cases. For the diagnosis of diseases, with appropriate samples, the idea was to define quantitative normal ranges, as an illustration of the potential for universal application of the developed method. The sample studied consisted of 13 individuals, 8 healthy and 5 pathological. The obtained results with the conjugate gradients methodology for diagnosed individuals were compared with normal temperature of healthy individuals, being able to detect the abnormalities in 100 percent of the cases. The electromyography also showed higher average muscle fatigue values for the diagnosed individuals. Based on the results, it is concluded that the thermographic evaluation could be utilized to establish fatigue levels and also to direct possible standards for lesion diagnosys.

Keywords: Infrared Image. Surface electromyography. Shoulder.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	EXEMPLO DE CHAPAS DE AÇO SOLDADAS.....	26
FIGURA 2 -	ESTAÇÃO PNEUMÁTICA DE SOLDA. (LOPES,2004).....	27
FIGURA 3 -	PINÇA DE SOLDA. (LOPES,2004).....	27
FIGURA 4-	EXEMPLO DE ESPECTRO DE POTÊNCIA DO INÍCIO E FIM DE UM EXPERIMENTO COM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA FATIGANTE. (CHRISTENSEN <i>et al.</i> ,1995)....	54
FIGURA 5 -	ABDUÇÃO ACIMA DE 45°	61
FIGURA 6 -	ELEVAÇÃO ACIMA 90°.....	62
FIGURA 7 -	MODELO DE PINÇA DE SOLDA.....	63
FIGURA 8 -	KBK E BALACIM DE SUSTENÇÃO ALICATE SOLDA.....	64
FIGURA 9 -	GATILHOS DOS ALICATES DE SOLDA.....	64
FIGURA 10 -	CÂMERA DE IMAGEM INFRAVERMELHA SAT.....	65
FIGURA 11 -	ELETROMIÓGRAFO DE SUPERFÍCIE.....	66
FIGURA 12 -	DISPOSIÇÃO DO ELETRODO.SENIAM 1997.....	69
FIGURA 13 -	PESO DE 3,02 kg UTILIZADOS NA PESQUISA.....	71
FIGURA 14 -	POSIÇÃO 1 PARA AMBIENTE SIMULADO EM EMG.....	71
FIGURA 15 -	POSIÇÃO 2 PARA AMBIENTE SIMULADO EM EMG.....	71
FIGURA 16 -	SOFTWARE DE COLETA DE DADOS.....	73
FIGURA 17 -	FREQUÊNCIA MEDIANA MENSURADA PELO SOFTWARE MIOGRAPH.....	73
FIGURA 18 -	RESPOSTA NORMALIZADA DO VALOR RMS E FPMD EM PROTOCOLO PARA O MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL. (ANDRADE ,2006).....	75
FIGURA 19-	CALIBRADOR E SENSOR MIOTOL	75
FIGURA 20-	REGIÃO AFETADA- C01 E REGIÃO COMPARATIVA C02	76
FIGURA 21 -	DISTRIBUIÇÃO NORMAL PERFEITA CONFORME DESVIO PADRÃO. (LANA, 1996).....	79
FIGURA 22-	POSTOS DE TRABALHO COM SOLDA MANUAL.....	82
FIGURA 23 -	LAUDO DE RESSONANCIA MAGNÉTICA INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 1.....	84
FIGURA 24 -	LAUDO DE RESSONANCIA MAGNÉTICA INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 2.....	84
FIGURA 25 -	LAUDO DE RESSONANCIA MAGNÉTICA INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 3.....	84
FIGURA 26-	LAUDO DE RESSONANCIA MAGNÉTICA INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 4.....	85
FIGURA 27	LAUDO DE RESSONANCIA MAGNÉTICA INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 5.....	85

FIGURA 28	PROTOCOLO DE IMAGENS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	86
FIGURA 29	TERMOGRAMA INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 1.....	98
FIGURA 30	TERMOGRAMA INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 2.....	98
FIGURA 31	FIGURA 31 - DISPERSÃO DOS DADOS DE TEMPERATURA $\Delta\bar{\theta}_{S,e,I} + U\Delta\theta_{S,e,I}$ NO COMPARATIVO ESTATÍSTICO DOS DIFERENTES MOMENTOS.....	103
FIGURA 32	DISPERSÃO DOS DADOS DE ELETROMIOGRAFIA (Hz INÍCIO) NO COMPARATIVO ESTATÍSTICO DOS DIFERENTES MOMENTOS.....	107
FIGURA 33	DISPERSÃO DOS DADOS DE ELETROMIOGRAFIA (Hz FINAL) NO COMPARATIVO ESTATÍSTICO DOS DIFERENTES MOMENTOS.....	109
FIGURA 34	DISPERSÃO DOS DADOS DE ELETROMIOGRAFIA (DIFERENÇA EM Δ Hz) NOS DIFERENTES MOMENTOS DE COLETA.....	110

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 -	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS DE INDIVÍDUOS SAUDÁVIES ($\Delta\bar{\theta}_s \pm U_{\Delta\theta_s}$) DURANTE OS PERÍODOS DE COLETAS.....	88
GRÁFICO 2 -	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS NO PERÍODO 20 MINUTOS ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_s - 20\text{min}$).....	89
GRÁFICO 3 -	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS NO PERÍODO 1 HORA ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_s - 1h$).....	90
GRÁFICO 4 -	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS NO PERÍODO 2 HORAS ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_s - 2h$).....	91
GRÁFICO 5 -	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS NO PERÍODO 3 HORAS ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_s - 3h$).....	92
GRÁFICO 6 -	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS E INDIVÍDUO SADIO 8 NA JORNADA($\Delta\bar{\theta}_s \pm U_{\Delta\theta_s} - e - \Delta\theta_{IS8} - Jornada$).....	93
GRÁFICO 7 -	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS NO PERÍODO FIM DE TURNO ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_s - Fim.Turno$).....	94
GRÁFICO 8 -	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS E DOS INDIVÍDUOS DIAGNOSTICADOS NO PERÍODO 20 MINUTOS ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_{ID} - 20\text{min}$).....	95
GRÁFICO 9 -	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS E DOS INDIVÍDUOS DIAGNOSTICADOS NO PERÍODO 1 HORA ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_{ID} - 1h$).....	96
GRÁFICO 10 -	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS E DOS INDIVÍDUOS DIAGNOSTICADOS NO PERÍODO 2 HORAS ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_{ID} - 2h$).....	96

GRÁFICO 11 –	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS E DOS INDIVÍDUOS DIAGNOSTICADOS NO PERÍODO 3 HORAS ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_{ID} - 3.h$).....	97
GRÁFICO 12 –	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS E DOS INDIVÍDUOS DIAGNOSTICADOS NO PERÍODO 3 HORAS ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_{ID} - FimTurno$).....	98
GRÁFICO 13 –	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS NOS PERÍODOS E CURVA DE TENDÊNCIA DO INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 1. ($\Delta\bar{\theta}_s \pm U_{\Delta\theta_s} - e - \Delta\theta_{ID1}$).....	99
GRÁFICO 14 –	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS NOS PERÍODOS E CURVA DE TENDÊNCIA DO INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 2. ($\Delta\bar{\theta}_s \pm U_{\Delta\theta_s} - e - \Delta\theta_{ID2}$).....	100
GRÁFICO 15 –	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS NOS PERÍODOS E CURVA DE TENDÊNCIA DO INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 3. ($\Delta\bar{\theta}_s \pm U_{\Delta\theta_s} - e - \Delta\theta_{ID3}$).....	100
GRÁFICO 16 –	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS NOS PERÍODOS E CURVA DE TENDÊNCIA DO INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 4. ($\Delta\bar{\theta}_s \pm U_{\Delta\theta_s} - e - \Delta\theta_{ID4}$).....	101
GRÁFICO 17 –	TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS NOS PERÍODOS E CURVA DE TENDÊNCIA DO INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 5. ($\Delta\bar{\theta}_s \pm U_{\Delta\theta_s} - e - \Delta\theta_{ID5}$).....	101
GRÁFICO 18 –	COMPARATIVO DE TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS MÉDIOS MAIS DUAS VEZES O DESVIO PADRÃO DE INDIVÍDUOS SADIOS E DIAGNOSTICADOS. $\Delta\bar{\theta}_s + U\Delta\theta_s - e - \Delta\theta_{ID} + U\Delta\theta_{ID}$	102
GRÁFICO 19 -	FREQUÊNCIA INICIAL E FINAL (HZ) MÉDIA DOS INDIVÍDUOS SADIOS E DIAGNOSTICADOS DURANTE A JORNADA.....	105
GRÁFICO 20 -	Δ_{HZ} INDIVÍDUOS DIAGNOSTICADOS X Δ_{HZ} INDIVÍDUOS SADIOS NOS TEMPOS DE COLETA DE DADOS.....	105

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 -	LISTA DE POSTOS A SEREM ESTUDADOS.....	63
TABELA 2 -	PORCENTAGEM CORPORAL E ERGONOMIA.....	83
TABELA 3 -	IDENTIFICAÇÃO DOS INDIVÍDUOS E IDADE.....	85
TABELA 4 -	EVOLUÇÃO DE COLETA ELETROMIOGRÁFICA DOS INDIVÍDUOS DURANTE O TRABALHO.....	104

LISTA DE SIGLAS

A	- Ânions
AC	- Antes de Cristo
A.M	- Hora - Manhã - <i>ante meridiem</i>
ASME	- American Society of Mechanical Engineering
ATM	- Articulação Temporo Mandibular
ATP	- Adenosina Trifosfato
AV	- Circulação Arterio Venosa
CIVM	- Contração Isométrica Voluntária Máxima
Cl	- Cloro
CO ₂	- Gás Carbônico
CTI	- Compound Thermographic Index
DORT	- Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao trabalho
DOU	- Diário Oficial da União
EMG	- Eletromiografia
FPMd	- Frequência da Potencia Mediana
HDI	- Índice de Distribuição Térmica (Heat Distribution index)
INSS	- Instituto Nacional de Seguro Social
IFOV	- Imagem com resolução espacial (instantaneous field of view)
IV	- Infravermelho
IR	- Infrared Image
K	- Temperatura em Kelvin
K	- Potássio
KBK	- Sistema modular de transporte
LER	- Lesões por esforços repetitivos
LGUI	- Ligamento glenoumeral inferior
LGUM	- Ligamento glenoumeral médio
LTC	- Lesões por traumas cumulativos
Na ⁺	- Sódio
NIST	- National Institute of Standards and Technology -
OMS	- Organização Mundial da Saúde
PG	- Pontos Gatilho
P.M.	- Hora - Tarde - <i>post meridiem</i>
PS	- Periodograma de Schuster
ROI	- Região de Interesse (region of interest)
SAD32®	- Software de Aquisição de Dados
SELF	- Société d'Ergonomie de Langue Française
SFM	- Síndrome Fibromiálgica
SOBRATERM	- Sociedade Brasileira de Termografia
RMS	- Raíz média quadrática (Root Mean Square)
TI	- Índice Termográfico

LISTA DE SÍMBOLOS

a	-	área da região definida por cada isoterma, cm^2
A	-	Área total pré-definida do termograma, cm^2
B_T	-	Erro intrínseco do equipamento
$d\tau$	-	Index (Diferença entre área afetada e normal)
P_T	-	Limite da precisão da medida
$P(w)$	-	Potencia do Sinal
T_e	-	Temperatura ambiente
T_b	-	Temperatura central do corpo em K
T_∞	-	Temperatura ambiente em K
$U_{\Delta\theta}$	-	Incerteza da medição
w	-	Variável da Frequência
ΔT	-	Variações específicas de Temperatura
ΔT_n	-	Index Termográfico Normalizado
θ	-	Temperatura adimensional
θ_{\max}	-	Temperatura máxima
ρ	-	Refletividade μm
σ	-	Desvio padrão das medições realizadas
σ	-	Constante de proporcionalidade equação de Stephan Boltzman = $5,672 \times 10^{-8}$
Ω	-	Domínio a dois eixos cartesianos
\bar{T}	-	Temperatura dimensional média
$\bar{\theta}$	-	Temperatura adimensional média
\bar{x}	-	Média do desvio padrão

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	18
1.1 APRESENTAÇÃO.....	18
1.2 JUSTIFICATIVA.....	21
1.3 ESTRUTURAÇÃO DA TESE.....	22
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	24
2.1 DO TRABALHO DOENÇA AO TRABALHO SAÚDE.....	24
2.2 CIÊNCIA ERGONÔMICA.....	24
2.2.1 Ergonomia aplicada ao trabalho.....	26
2.2.2 Ergonomia aplicada às indústrias metalúrgicas.....	26
2.3 AS DOENÇAS OCUPACIONAIS L.E.R / DORT.....	28
2.3.1 Sobrecargas posturais relacionadas ao trabalho.....	30
2.3.2 Fadiga no ambiente de trabalho e sua associação com os DORT's.....	30
2.4 A FADIGA MUSCULAR.....	30
2.4.1 Fadiga e produtividade Industrial.....	32
2.5 TERMOGRAFIA.....	33
2.5.1 Pesquisas sobre Termografia.....	36
2.5.2 Aplicações da termografia computadorizada na clínica médica.....	40
2.5.3 Parâmetros de normalidade em Termografia.....	41
2.6 ELETROMIOGRAFIA.....	46
2.6.1 A Eletromiografia e a contração muscular.....	49
2.6.2 Fisiologia básica da excitabilidade das membranas.....	51
2.6.3 Potencial da unidade motora.....	51
2.6.4 A Eletromiografia e a fadiga muscular.....	52
2.7 OMBRO DOLOROSO E LESÕES.....	54
2.8 PROBLEMA DE PESQUISA.....	57
2.9 HIPÓTESE DE PESQUISA.....	58
2.10 OBJETIVOS	59
2.10.1 Objetivos específicos.....	59
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	61
3.1 MONTAGEM DOS EXPERIMENTOS.....	61
3.1.1 Condições ergonômicas do trabalho.....	61
3.1.2 A Atividade.....	62

3.1.3 O posto de Trabalho.....	63
3.1.4 A ferramenta de Trabalho.....	63
3.2 EQUIPAMENTOS.....	65
3.3 INSTRUMENTAÇÃO E CONTROLE.....	66
3.3.1 Os grupos de trabalho.....	66
3.3.2 A Avaliação clínica.....	67
3.4 AQUISIÇÃO DE DADOS.....	68
3.4.1 Dados relativos à imagem infravermelha.....	68
3.4.1.1 <i>Posicionamento do paciente e captura de imagens</i>	68
3.4.1.2 <i>Interpretação Diagnóstica</i>	69
3.4.2 COLETA DE DADOS RELATIVOS AO ELETROMIÓGRAFO DE SUPERFÍCIE EM AMBIENTE DE TRABALHO SIMULADO.....	69
3.5 MÉTODO DOS GRADIENTES CONJUGADOS.....	75
3.5.1 Análise de Incertezas e faixas de normalidade.....	78
3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	80
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	81
4.1 CONDIÇÕES ERGONÔMICAS DO TRABALHO COM MOVIMENTAÇÃO ATIVA DOS MEMBROS SUPERIORES.....	81
4.2 RESULTADOS REFERENTES AO GRUPO DE TRABALHO ESCOLHIDO. ACHADOS DIAGNÓSTICOS E FUNCIONAIS.....	83
4.3 RESULTADOS RELATIVOS À IMAGEM INFRAVERMELHA.....	87
4.3.1 Determinação das faixas de temperatura normais do corpo.....	87
4.3.2 Uso da termografia em pacientes com processo inflamatório em região de supra espinhoso.....	94
4.4 RESULTADOS RELATIVOS AO ELETROMIÓGRAFO DE SUPERFÍCIE EM AMBIENTE DE TRABALHO SIMULADO E COMPARATIVO COM IMAGEM INFRAVERMELHA.....	104
5 CONCLUSÃO	112
6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	114
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	115
ANEXOS.....	126

1 INTRODUÇÃO

1.1 APRESENTAÇÃO

As profundas mudanças observadas nos processos de trabalho na procura pelo aumento da produtividade e redução de custos, assim como a introdução de novas tecnologias no mercado, impõem aos trabalhadores, principalmente dos países ainda em desenvolvimento, alterações significativas na sua forma de trabalhar, proveniente da aceleração do ritmo de trabalho, diminuição das pausas de descanso e da maior responsabilidade sobre o produto final. No entanto, a melhoria das condições de trabalho não tem acompanhado estas mudanças na organização dos sistemas de trabalho.

Neste panorama as conseqüências sobre a saúde tem sido inevitáveis e têm atingido principalmente o sistema músculo esquelético dos trabalhadores, de forma crônica e debilitante, enfermidade conhecida como Lesões por Esforços Repetitivos – LER:, mas que apresenta outras denominações como Lesões por Traumas Cumulativos – LTC., muito utilizada nos Estados Unidos, ou ainda Doença Cervicobraquial Ocupacional no Japão, e outras menos utilizadas como Tenossinovites, Síndrome da Sobrecarga Ocupacional, e Dor Crônica de Membros Superiores. Mais recentemente, foi redefinida como Distúrbio Osteomuscular Relacionado ao Trabalho – DORT, Norma Técnica do Instituto Nacional de Seguro Social – INSS, aprovada em 19/08/98 pelo Ministério da Previdência e Assistência Social. (INSS, 1998).

A ocorrência das LER/DORT é um problema encontrado em vários países do mundo. No Japão, atingiu o auge na década de 70, na Austrália nos anos 80. Em 1998, nos Estados Unidos, ocorreram 650 mil casos de LER/DORT, responsáveis por 2/3 das ausências ao trabalho, com um custo estimado entre US\$ 15 a 20 bilhões, segundo a Organização Mundial da Saúde. No Brasil, só foi reconhecida pela Previdência Social como doença ocupacional em 1987, como “tendinite do digitador”. Reduzir problemas específicos de Saúde do Trabalhador, como dores e fadigas musculares é um fator de extrema importância. Segundo Moreira e Carvalho (2001), as estatísticas do Conselho Nacional de Segurança dos EUA, a indenização referente aos DORT é 50% mais custosa que a reivindicada por trauma agudo (acidente de trabalho). O tempo perdido de trabalho nos pacientes com DORT nos EUA é extremamente maior do que com os outros distúrbios músculoesqueléticos, como, por exemplo, a dor lombar. No Brasil, os dados dessas afecções são deficientes, mas a quantidade de diagnósticos de LER/DORT tem dimensões muito altas. Considerando assim que na última década nosso

país presenciou uma situação epidêmica com relação aos DORT, tornando-se esta patologia a segunda maior causa de afastamento do trabalho no Brasil. Somente nos últimos 5 anos foram abertos 532.434 CATs (Comunicação de Acidente de Trabalho) geradas pelas LER/DORT. A cada 100 trabalhadores da região Sudeste do Brasil, 1 é portador de LER/DORT (AMERICANO, 2001).

De acordo com Mcardle (1994), a dor muscular tem causa desconhecida, mas o grau de desconforto depende da intensidade e duração do esforço e do tipo de atividade realizada. Segundo o autor, é a magnitude da sobrecarga ativa imposta a uma fibra muscular que desencadeia a dor muscular e não a força muscular absoluta propriamente dita, e há vários fatores que causam esse processo: espasmos musculares, estiramento excessivo e laceração do tecido conjuntivo do músculo, lacerações no tecido muscular dos seus componentes contráteis, alterações na pressão osmótica causando retenção hídrica nos tecidos circundantes, alterações no mecanismo celular para regulação do cálcio, Inflamação aguda e combinação dos fatores acima

Se o trabalho humano “é um ato de transformação da natureza” conforme citado por Sobrinho e Schüller (1995), também é verdade que ao se produzir mercadorias produzem-se alterações físicas, químicas e biológicas não somente na natureza, mas também no corpo dos trabalhadores. Essas alterações são positivas quando decorrem do prazer de criar e podem ser negativas quando os trabalhadores são expostos a situações que geram stress, tensão muscular, desgaste e dor. Desta maneira tem-se observado lesões em ombro com causa a esclarecer. Logicamente que há casos em que existe claramente o nexos ocupacional entre trabalho e doença e tem-se que providenciar todas as questões trabalhistas, comunicação de acidentes de trabalho e a mudança do processo.

Do ponto de vista político e holístico há que se considerar também, como aponta Helfenstein (2005), que são diversos os motivos para a atual epidemia de diagnósticos de LER/DORT no Brasil, como: insatisfação com o trabalho e com a vida, tensão social; despreparo de médicos, qualidade e aderência do tratamento, influência da ação de sindicatos, ações políticas, influência da mídia, predisposição ética e moral dos indivíduos, oportunismo de advogados, interesses pela compensação financeira ou aposentadoria e sistema trabalhista permissivo.

Dentro deste cenário imposto às empresas e aos trabalhadores buscou-se através do estudo a aplicação de uma metodologia com avaliação de trabalhadores que apresentam diagnósticos clínicos de patologias para ombros, como a tendinite do supra-espinhoso, confirmados por um exame de imagem, neste caso a Ressonância Magnética, e trabalhadores

saudáveis sem queixas específicas. Através das análises dos sistemas de captação superficial, termógrafo de superfície e eletromiógrafo de superfície foram estratificados dados que podem indicar ou não uma causalidade das queixas dos trabalhadores com os seus postos de trabalho. Desta forma os meios de captação superficial podem também ser comparados em eficácia, visto que a Ressonância Magnética é um fator determinante para a definição do diagnóstico dos pacientes.

A fadiga muscular pode ser definida como “qualquer redução na capacidade de exercer força num esforço voluntário” (EDWARDS, 1981; BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1981). Este tipo de falência é visto por muitos pesquisadores como uma adaptação do sistema neuromuscular que ajuda a prevenir lesões musculares graves.

Em 1980, surgiram os primeiros estudos nas áreas de Traumatologia, Reumatologia e Pediatria, Garcia *et al.* (2003) realizaram um estudo para modalidades de imagens com pacientes que possuíam dor muscular esquelética. Este estudo foi composto por métodos variados de avaliação com os Raios X, Ultrassonografia, Termografia, Cintilografia, Tomografia e Ressonância Magnética. A Ressonância Magnética tem características ideais para avaliações da dor músculo esquelético, mas, tem custo muito alto.

A associação entre alteração da temperatura e doença é encontrada nas primeiras referências na história da humanidade. Ao redor de 460AC Hipócrates mencionava a importância da avaliação da temperatura das mãos dos pés, da face, dos lábios ouvidos; ele considerou o crescimento do calor natural do corpo como sendo o principal diagnóstico de estado de doença. Tal consideração pode ser verificada nas afirmações de Grobklaus *et al.* (1985), ou seja, se uma parte do corpo está mais quente ou mais fria do que o restante, então a enfermidade está presente naquela parte.

Wunderlich (1868) fez pesquisas e publicou seus achados sobre temperatura “Normal e Anormal” relacionada a patologias. Seu estudo foi confirmado por outros médicos mas o uso do termômetro começou efetivamente, no final do século 19, quando foi adotado o padrão oral para medir a temperatura do corpo. A Termografia é especialmente útil em pacientes com dor crônica, que já sofreram outros tipos de exames ou múltiplos procedimentos dolorosos e que, portanto, mostram alguma resistência na realização de mais exames ou provas diagnósticas. Pode ser repetida tantas vezes quanto necessárias sem risco ou dor ao paciente. (BRIOSCHI *et al.*, 2002).

Garcia *et al.* (2003), estudaram o uso da Termografia como método auxiliar no diagnóstico da Síndrome de Estresse Tibial Medial. A amostra foi composta por três atletas,

sendo dois homens e uma mulher, que apresentavam quadro clínico compatível com essa Síndrome. As imagens obtidas foram comparadas através de uma inspeção palpatória nos pacientes e correlacionadas à patologia e anatomia da região para identificação das estruturas envolvidas no processo inflamatório. Os resultados mostraram que, através da Termografia pode-se identificar as áreas traumatizadas, servindo como uma ferramenta de grande utilidade nos procedimentos de avaliação de pacientes portadores de Síndrome de Estresse Tibial Medial.

Brioschi (2003), realizou um estudo de novos conceitos de termometria cutânea, com pacientes que foram diagnosticados com doenças vasculares. Ressaltou que resultados obtidos pela termometria infravermelha devem ser correlacionados com uma história clínica, um exame físico e outros diagnósticos, quando indicados. Dessa maneira, a imagem termográfica poderá ser decisiva no diagnóstico da patologia.

Outra técnica importante é a eletromiografia de superfície. As investigações feitas por pesquisadores, desde a gênese da eletromiografia, têm contribuído para o fortalecimento das bases que sustentam o aperfeiçoamento técnico dos aparelhos eletromiógrafos e revelam avanços significativos em termos de confiabilidade dos resultados (FRANCISCHETTI, 1990). Atualmente, a maioria dos projetos de pesquisa estão sendo desenvolvidos na área de biomecânica do esporte, que tem sido uma grande promessa na evolução da eletromiografia cinesiológica. O melhor entendimento da atividade neuromuscular e sua função, o estudo da atividade muscular durante a contração isométrica voluntária, a anatomia funcional do músculo em atividade, o estudo das mudanças da atividade muscular durante o treino de força muscular, a investigação da fadiga muscular e a relação entre a EMG e a força muscular são exemplos da aplicação da EMG (LAGASSE, 1987).

1.2 JUSTIFICATIVA

Devido aos novos sistemas de trabalho das organizações e as mudanças nos processos de trabalho, onde empresas direcionam em uma economia global uma tendência de aumento de produtividade, redução de custos, aumento de qualidade e responsabilidade desta qualidade também transferida aos trabalhadores justifica-se a avaliação de possíveis queixas diagnosticadas com Ressonância Magnética e correlação com achados eletromiográficos e imagens infravermelho para redução de custos com exames de imagem nas indústrias.

A Termografia é útil em pacientes com dor crônica que já sofreram outros tipos de exames ou múltiplos procedimentos dolorosos, e que portanto mostram alguma resistência na realização de mais exames ou provas diagnósticas. Pode ser repetida tantas vezes quanto necessárias sem risco ou dor ao paciente (BRIOSCHI *et al.*, 2002). A tecnologia de medição da temperatura através de câmaras de Infravermelho tem sido usada por décadas com sucesso em outras áreas como astronomia e engenharia porém o seu uso clínico, entretanto, já foi muito criticado, relacionado com tecnologia pobre para obtenção de imagens com qualidade suficiente para possibilitar o diagnóstico de patologias diversas (RING, 1998)

As investigações feitas por pesquisadores, desde a gênese da eletromiografia até os nossos dias, têm contribuído para o fortalecimento das bases que sustentam o aperfeiçoamento técnico dos aparelhos eletromiógrafos e revelam avanços significativos em termos de confiabilidade dos resultados (FRANCISCHETTI, 1990).

Do ponto de vista de contribuição para Aspectos Tecnológicos o estudo visa viabilizar técnicas de captação superficial para atribuir um risco biomecânico às respostas dos indivíduos estudados permitindo a utilização de termógrafos em indústrias auxiliando no tratamento e investigação diagnóstica.

Do ponto de vista de contribuição para aspectos econômicos o estudo visa trazer importante relevância no que diz respeito aos gastos com afastamentos pelo INSS, buscando uma redução destes custos dentro das indústrias. Este fato reportado por Mandal (1981) e atualizado por Moreira e Carvalho (2001) lembra que todos os anos empresas e doentes pagam por tratamentos médicos, hospitalizações, reabilitações e pensões por incapacidades. Outro aspecto econômico é a busca da redução de gastos com Ressonâncias Magnéticas nas empresas.

Do ponto de vista social esta pesquisa apresenta relevância no item qualidade de vida no trabalho. Na opinião de Barbosa (2001), “numa era em que as organizações se dispõem a adotar a bandeira da qualidade de vida” a redução de problemas específicos de Saúde do Trabalhador, como dores e fadigas musculares é necessária.

1.3 ESTRUTURAÇÃO DA TESE

Na seção 1 é apresentado o tema e as justificativas da pesquisa.

Na seção 2 encontra-se a revisão da literatura sobre os meios de captação de imagem infravermelha, eletromiografia e ressonância magnética, assim como direcionamentos sobre ergonomia, fadiga muscular e lesões. São apresentados os métodos de captação de imagem

infravermelha e de eletromiografia. No caso específico deste trabalho é discutido um comparativo entre ressonância magnética, eletromiografia e imagem infravermelha correlacionados com as atividades executadas pelos trabalhadores.

Em fechamento ao estado da arte são expostos os desafios a serem vencidos no assunto na opinião do autor, os objetivos gerais desta tese e os objetivos específicos que direcionam o trabalho.

Na seção 3 são apresentados os materiais e métodos.

Na seção 4 são apresentados os resultados e discussões.

Na seção 5 são apresentadas as conclusões

Na seção 6 são apresentadas as sugestões para trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 DO TRABALHO DOENÇA AO TRABALHO SAÚDE

As condições de trabalho são determinadas pelas pressões históricas dos interesses sociais em contradição, pela reprodução econômica que é a essência do controle de distribuição e do acesso aos bens de toda ordem, como os valores de uso e o domínio do poder. Pois, a força de trabalho, a saúde do trabalhador é uma mercadoria como outra qualquer no sistema capitalista. A condição de saúde humana no contexto do capital produz o desgaste físico e mental, implicando as condições genéticas dos trabalhadores e de suas famílias que se deterioram com todas as suas repercussões negativas na produção da vida social, fora do espaço produtivo.

A visão hegemônica de saúde para Garcia *et al.* (2003) obscurece a análise da relação do processo de trabalho e a saúde, tanto na identificação da determinação como de seu desenvolvimento. Portanto, não é somente o aparecimento de doenças e acidentes, mas também o aparecimento dos conceitos médicos relacionados ao trabalho. A medicina do trabalho tem como concepção as relações entre o trabalho e a saúde, considerando as condições materiais de produção. No limite destas condições do trabalho se constrói o fenômeno biológico individual e que ocorre no contexto de consumo. O trabalhador se torna um objeto de produção como qualquer outra máquina que necessita de manutenção para a continuidade e aumento da produtividade. Tendo como base estes conceitos, não se considera o trabalho como relação social, segundo formas determinadas de organização das sociedades que têm historicidade.

2.2 CIÊNCIA ERGONÔMICA

A ergonomia evoluiu dos esforços do homem em adaptar ferramentas, armas e utensílios às suas necessidades e características. O primeiro uso documentado da palavra ergonomia ocorreu em 1857 na Polônia, mas somente a partir do século XX que começaram a surgir estudos mais organizados na área (COUTO, 1995).

Wisner (1997) define a ergonomia "como um conjunto de conhecimentos científicos relativos ao homem e necessários para a *concepção* de ferramentas, máquinas e dispositivos

que possam ser utilizados com o máximo de conforto, segurança e eficácia" (p. 12). Segundo Santos e Dutra (2001), esta definição é a mesma adotada pela SELF (*Société d'Ergonomie de Langue Française*). A origem do termo "*ergonomia*" é creditada, por vários autores, ao pesquisador polonês do século XIX, W. Jastrzebowski, quando este o utilizou para uma de suas pesquisas.

Moraes e Mont'alvão (2000), acrescentam que outros termos são utilizados neste início, tais como "*human factors engineering* (engenharia dos fatores humanos), *engineering psychology* (esta expressão poderia ser traduzida por ergopsicologia), *man-machine engineering* (engenharia homem-máquina) e *human performance engineering* (engenharia do desempenho humano)" (p. 9).

Estas proposições formaram um novo campo para a ergonomia, ainda mais amplo, pois se até então esta se voltava para a análise especificamente do posto de trabalho e nas recomendações e sugestões de melhorias, utilizadas por inúmeros profissionais, e que apresentava seu foco de atenção sobre as estações de trabalho individuais e aspectos microergonômicos dos sistemas trabalho, que encontravam um forte impedimento no entendimento mais amplo do papel do trabalhador dentro das organizações, levando a uma dificuldade de se incorporar a ergonomia dentro dos objetivos organizacionais, foram motivos suficientes para fazer surgir um terceira geração da ergonomia, visto que as duas primeiras gerações buscavam apenas a análise e proposição de melhorias conforme citado neste parágrafo.

A dimensão dos problemas a serem considerados quando se trata de adaptar a tecnologia à população é tamanha que o estudo do ambiente, no que concerne aos aspectos técnicos, econômicos, sociais, demográficos e antropológicos, não representam mais tão somente um pré-requisito do estudo ergonômico e sim uma parte integrante do todo (WISNER,1997).

Quando se refere a métodos de pesquisa em ergonomia, Santos (2000) emitem a seguinte opinião: "a pesquisa em ergonomia se caracteriza por uma abordagem holística de sistemas complexos, geralmente irreduzíveis. Os problemas, muitas vezes envolvendo conceitos subjetivos, como qualidade de vida, motivação, e outros, sugerem um método heurístico em que, através de um aprofundamento gradativo e sistemático, clareando-se o assunto, sem jamais esgotá-lo" (p. 24).

2.2.1 Ergonomia aplicada ao trabalho

Para Couto (1995) todas as situações de esforço estático ou isométrico, levam a uma consequência primária chamada fadiga muscular, em que ocorre dor no segmento afetado devido ao acúmulo de ácido láctico. A fadiga pode acarretar também o aparecimento de tremores, que contribuem para ocorrência de erros na execução das atividades. Segundo este autor todas as situações em que, ao fazer um esforço físico, a distância da potência a ponto de apoio esteja muito pequena e a distância da resistência a ponto de apoio esteja muito longa, todas as situações de desagregação do esforço muscular, isto é, quando o indivíduo tem que fazer um esforço lento, sob controle, de sentido contrário ao que seria a ação motora natural. Por exemplo, colocar uma caixa pesada no chão de forma lenta são situações que levam à fadiga muscular.

2.2.2 Ergonomia aplicada às indústrias metalúrgicas

Segundo Moraes (2006), durante processos de solda são agregadas peças de forma sequencial, formando subconjuntos que se agregam até a formação do módulo produto final de células de produção através da realização de solda (figura 1).

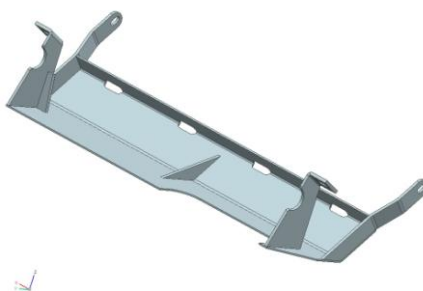
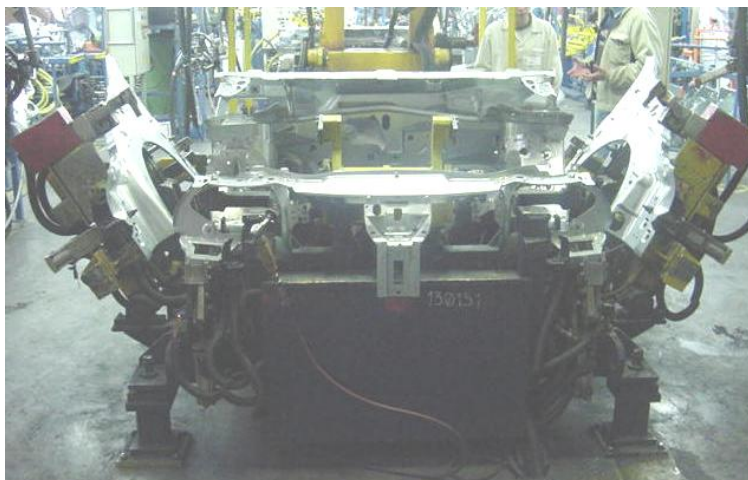


FIGURA 1 – EXEMPLO DE CHAPAS DE AÇO SOLDADAS

LOPES (2004) traz como exemplo uma estação de solda pneumática (figura 2) aonde serão utilizados os alicates de solda. Conforme figura estas estações de solda são utilizadas



em diversas indústrias.

FIGURA 2 – ESTAÇÃO PNEUMÁTICA DE SOLDA. (LOPES,2004)

Segundo Lopes (2004), fábricas modernas possuem o ambiente com várias ferramentas de qualidade, seus postos de trabalho estão sempre em constante ajustes, para que não haja acidente de trabalho e nem lesões proporcionadas pela má realização da tarefa.

Existem constantes aprimoramentos ergonômicos e melhorias direcionadas nas diversas estações apontadas. As ferramentas de trabalho para a realização de solda são denominadas alicates ou pinças de solda, e apresentam em sua totalidade algumas características especiais como gatilhos para acionamento, dispostos em várias partes do corpo do equipamento, buscando uma melhor interação ergonômica com o operador.



FIGURA 3 – PINÇA DE SOLDA. (LOPES, 2004)

Existem vários modelos comerciais disponíveis no mercado e as diversas indústrias metalúrgicas em seus diversos ramos optam pelas mesmas devido aos quesitos técnicos apresentados.

2.3 AS DOENÇAS OCUPACIONAIS - L.E.R / D.O.R.T.

Conforme protocolo de investigação, diagnóstico, tratamento e prevenção das LER/DORT, do MINISTÉRIO DA SAÚDE (2001) ,p.10, não há uma causa única e determinada para a ocorrência de LER/DORT. Vários são os fatores existentes no trabalho que podem concorrer para seu surgimento: repetitividade de movimentos, manutenção de posturas inadequadas por tempo prolongado, esforço físico, compressão mecânica sobre um determinado segmento do corpo, trabalho muscular estático, vibração, frio, fatores organizacionais e psicossociais.

Para que sejam considerados fatores de risco para a ocorrência de LER/DORT, é importante que se observe sua intensidade, duração e frequência. Como elementos predisponentes, ressaltamos a importância da organização do trabalho, caracterizada por manter uma exigência de ritmo intenso de trabalho, sem as devidas pausas para recuperação psicofisiológicas, conteúdo das tarefas, existência de pressão por resultados, autoritarismo das chefias e mecanismos de avaliação de desempenho baseados em produtividades, inobservância de fatores críticos, diferenças individuais do ser humano, tais como sexo, idade e a capacidade física e cognitiva, além de outras situações.

Os diagnósticos das LER/DORT nas empresas são na maioria das vezes baseados no exame clínico, porém é imprescindível uma análise completa, que contemple a história das atividades profissionais desenvolvidas pelo paciente, a história da doença e um exame clínico detalhado como conclusão.

Couto (1998), p. 108, comenta que:

“As doenças musculoesqueléticas ocupacionais situam-se dentro de um contexto multifatorial, no qual os aspectos emocionais assumem, com frequência, um papel importante como agentes causadores de doenças”.

Avaliar corretamente a relação entre esses fatores é o primeiro passo para compreender as doenças e para tratá-las com eficácia. De acordo com Kessler (1986), Sommerich *et al.* (1993) e Williams e Westmorland (1994), os seguintes fatores ocupacionais estariam associados à presença de sintomas nos membros superiores: características posturais assumidas no trabalho, equipamentos inadequados, ausência de pausas durante a jornada, insatisfação no trabalho e treinamentos inadequados.

De acordo com Putz-Anderson (SOMMERICH *et al.*, 1993): o nível de esforço empregado, quantidade e frequência da atividade repetitiva, postura e tempo de repouso são fatores determinantes para uma avaliação de lesões por esforços repetitivos. Bammer (1993), p. 33, procurando alinhar os estudos feitos sobre lesões por esforços repetitivos, reuniu investigações cuja análise tivesse utilizado técnicas multivariadas. Entre os achados mais significativos destacaram-se os fatores relacionados à organização do trabalho, tais como as pressões de tempo e de produtividade, monotonia e grau de autonomia sobre o que faz.

Bammer (1993) refere-se ainda às principais associações verificadas por categorias específicas nos estudos de prevalência, sendo elas: dentistas e doenças cervicais e do ombro; embaladoras e caixas e síndrome do desfiladeiro torácico; operadores de terminais de vídeo e síndrome no pescoço; soldadores de estaleiro e síndrome do impacto.

Quanto aos sintomas avaliados, Bammer (1993) mostra que a direção das pesquisas pode ser reunida em três grandes grupos: os relacionados aos sintomas gerais, como dor, parestesias e redução de força, sendo tratados como uma única “entidade” e os chamados de LER, doença cervicobraquial ou doenças por traumas cumulativos.

As principais causas das LER/DORT são os fatores biomecânicos e organizacionais do trabalho, que podem ser caracterizados em quatro grupos 1) Força; 2) Posturas incorretas dos membros superiores; 3) Repetitividade e 4) vibração e compressão mecânica. Inúmeros são os fatores organizacionais que provocam e/ou agravam as LER/DORT, tais como pressão no trabalho, horas extras, número de funcionários insuficientes, entre outros.(COUTO, 1998).

Entre 1970 e 1985 a proporção era de 2 casos para cada 10 mil trabalhadores e, de 1986 a 1992, esse número cresceu para 4 casos para cada grupo de 10 mil funcionários. Essas lesões atingem o trabalhador no auge de sua maior produtividade e experiência profissional, já que a maior incidência ocorre na faixa de 30 a 40 anos de idade de acordo com o INSS (1998).

A ocorrência das LER/DORT é um problema que vem ocorrendo em vários países do mundo. Em 1998, nos Estados Unidos, ocorreram 650 mil novos casos de LER/DORT, responsáveis por 2/3 das ausências ao trabalho, com um custo estimado entre US\$ 15 a 20 bilhões (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE, 2001).

2.3.1 Sobrecargas posturais relacionadas ao trabalho

Nos últimos 20 anos tem aumentado os estudos referentes à coluna vertebral e membros superiores, pelas manifestações de alterações posturais decorrentes na maioria das vezes pela manutenção da postura nas exigências das atividades de trabalho. O estilo de vida da população moderna leva a inadequações musculares que propiciam sobrecargas estruturais (CHAFFIN, 2001).

Mooney (2000) relata que, uma das maiores causas de afastamento prolongado do trabalho e de sofrimento humano são os transtornos da coluna vertebral. As cervicalgias e lombalgias apresentam uma incidência impressionantemente alta no trabalhador, muitas vezes precipitadas pelas condições de trabalho que decorrem da utilização biomecanicamente incorreta da “máquina humana”. Mandal (1981) e Iida (2005) afirmam que um trabalhador durante uma jornada de trabalho pode assumir centenas de posturas diferentes, e em cada tipo de postura, um diferente conjunto de musculatura é requisitado.

Um fato pouco aceito por aqueles que mantêm uma lesão é que seu problema raramente se limita a uma única estrutura, havendo a possibilidade de que lesões menores, repetidas, possam produzir um efeito cumulativo que resultam em alterações degenerativas, episódios agudos de dor e incapacidade (HYNE, 1995).

Araújo e Alexandre (1994), confirmam em seus estudos, que as dores e queixas crônicas relacionadas à coluna vertebral constituem um complexo desafio para a saúde ocupacional. Corlett *et al.* (1979) demonstrou a localização das dores nas costas relacionadas à posturas de trabalho inadequadas.

2.3.2 Fadiga no ambiente de trabalho e sua associação com os DORT'S

Com o trabalho cada vez mais industrializado, é possível verificar o aumento da demanda por tarefas que exigem esforço e rapidez por parte dos trabalhadores. Aos tecidos moles corporais e ao esqueleto sobrevêm diversos danos, trazendo desconforto ao trabalhador e tornando-o suscetível a traumas maiores. O tronco e os membros superiores são as regiões que mais sofrem as consequências de uma excessiva exposição a fatores de risco para lesões por traumas cumulativos. Estas, segundo o Diário Oficial de 19/08/98 (DOU, 1998), receberam uma nova nomenclatura, distúrbios musculares relacionados ao trabalho – que compreendem uma síndrome clínica caracterizada por dor crônica, acompanhada ou não por

alterações objetivas e que se manifesta principalmente no pescoço, cintura escapular e/ou membros superiores, em decorrência do trabalho.

A dor é decorrente de forças excessivas, sejam externas ou internas. São consideradas forças excessivas, as atividades repetidas como extensão, flexão e/ou rotação de um segmento corporal; e chamadas de “perturbadoras” as forças internas que enfraquecem a função neuromusculoesquelética, portanto consideradas inadequadas, entre elas a ansiedade, falta de treinamento e a fadiga (GRANATA e MARRAS, 1999), (MARRAS, 2000).

Num diagnóstico clínico, a tendinite mais comum é o do músculo supra-espinhoso que realiza imensa quantidade de movimentos, sofrendo microtraumas-repetidos, podendo chegar à degeneração progressiva à necrose. Abdução e rotação externas repetidas do ombro levam a processo inflamatórios degeneração e, algumas vezes, ruptura parcial do manguito rotador, gerando impossibilidade de movimentos com o braço, devido à dor (OLIVEIRA, 1998).

Com o advento dos maquinários em células, um indivíduo deve seguir o ritmo de trabalho imposto pela máquina, que muitas vezes se encontra fora de condições ergonômicas (OLIVEIRA, 1998). Se a velocidade das contrações musculares aumentarem durante uma determinada atividade, chega-se a um limite que resultará em fadiga muscular (metabolismo anaeróbico), o que é muito observado nos casos de DORT’S principalmente de membros superiores (CAILLET, 1999).

Se esforços contínuos ou repetitivos forem realizados diariamente ao longo de semanas ou até mais, e se os níveis de estresse forem elevados, a dor crônica e a degeneração tissular podem acontecer. Há um ponto considerado ótimo de esforço e velocidade, onde é máximo o rendimento do trabalho, e mínima a fadiga, totalmente individualizado (IIDA, 2005).

2.4 A FADIGA MUSCULAR

A fadiga muscular pode ser definida como “qualquer redução na capacidade de exercer força num esforço voluntário” (EDWARDS, 1981; BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1981). Este tipo de falência é visto por muitos pesquisadores como uma adaptação do sistema neuromuscular que ajuda a prevenir lesões musculares graves. Além disso, o nível de fadiga e os mecanismos subjacentes ao seu desenvolvimento dependem do tipo de exercício muscular (ENOKA e STUART, 2000). Contrações de alta e baixa intensidade, estáticas ou intermitentes e isométricas ou dinâmicas. As mudanças metabólicas musculares e o

comprometimento de sua ativação contribuem para o declínio da potência muscular resultando em fadiga.

Dado que a fadiga reduz a potência muscular, induz ao desconforto e dor e acredita-se que, ao longo prazo, contribua para o desenvolvimento de distúrbios e lesões, é importante quantificá-la e determinar limites aceitáveis de carga muscular. A importância da percepção dos próprios trabalhadores sobre o item fadiga é de tal forma que se faz necessário um acompanhamento intensivo durante toda a jornada de trabalho, tornando desta forma mais evidente os pontos de dificuldade no posto de trabalho

2.4.1 Fadiga e Produtividade Industrial

A fadiga é um dos principais fatores que concorre para reduzir a produtividade. Em alguns casos, é relativamente fácil localizar as fontes da fadiga, que podem ser a exagerada carga muscular ou ambiente de trabalho não ergonômicos, com ruídos, vibrações, temperaturas ou iluminação inadequada. Em outros casos estão relacionadas com horários, trabalhos em turnos, programações da produção, ou relações pessoais dentro e fora do trabalho (COUTO, 1995).

De acordo com Filus (2006), ao realizar os rodízios nos postos de trabalho alternando os grupos musculares utilizados pode ou não existir uma redução nos níveis de ácido láctico sanguíneo. Assim como nos rodízios realizados com tempo menor do que os realizados em um tempo maior de exposição também pode existir esta redução de lactato observamos que os resultados são convincentes e podemos dizer que a redução do lactato sanguíneo tem ação intermediada pelo nível de exposição e sobrecarga muscular. O tempo de exposição, conforme suposto é também um fator importante para definir a redução de fadiga muscular. Em muitos casos, essas pausas estão embutidas no próprio ciclo de trabalho. A variação de atividade que ocorre no próprio ciclo serve para prevenir ou retardar a fadiga.

Em trabalhos industriais observou-se que as jornadas muito longas provocam reduções de desempenho. Na maioria dos casos, considera-se que a jornada de oito horas a oito horas e meia é a máxima para se manter uma boa produtividade. Se ela for estendida para 9 horas ou mais, a produção total não será muito diferente, a menos que os trabalhadores tenham ritmos forçados, sendo monitorado pela máquina ou correias transportadoras. Mesmo nesse caso, apesar da velocidade permanecer forçosamente constante, observa-se que os erros começam a aparecer aleatoriamente, com frequência cada vez maior. Portanto, mesmo que a quantidade se mantenha aparentemente constante, a qualidade da produção tende a cair. As diferenças

individuais na questão da fadiga são significativas. Algumas pessoas se fatigam mais facilmente que as outras. Outras ainda apresentam maior tolerância em determinados tipos de trabalho. Existem também pessoas que se tornam mais suscetíveis à fadiga em certos dias ou em determinadas fases da vida (IIDA, 2005).

A administração deve estar sempre atenta para a ocorrência da fadiga. Com assessoramento de médicos, fisioterapeutas, psicólogos, e engenheiros de produção, devem-se selecionar, treinar e alocar os trabalhadores adequadamente, para reduzir a fadiga, preventivamente, ou fazer correções dos casos mais agudos, encaminhandoos para tratamentos adequados (IIDA, 2005).

Conforme Grandjean (1998), a fisiologia do trabalho distingue duas formas de esforço muscular: o trabalho muscular dinâmico e o estático. O trabalho dinâmico caracteriza-se por uma seqüência rítmica de contração e extensão, portanto de tensionamento e relaxamento, da musculatura em trabalho. Já o trabalho estático, em oposição, caracteriza-se por um estudo de contração prolongada da musculatura, o que geralmente implica um trabalho de manutenção de postura.

Estudos de Van Wely (1998) , Nemecek e Grandjean (1998), mostram que a carga estática que corresponde a 15 a 20% da força máxima e que é executada por dias e semanas a fio leva o surgimento de dolorosos sinais de fadiga muscular.

Em linhas gerais, ainda segundo Grandjean (1998), pode-se falar em trabalho estático, nas seguintes condições:

- quando um elevado gasto de força muscular exige uma contração muscular por 10 s ou mais;
- quando com gasto de força muscular, a contração muscular dura 1 min ou mais;
- quandoem um esforço leve (cerca de 1/3 da força máxima), a contração durar 4 min ou mais.

2.5 TERMOGRAFIA

A associação entre alteração da temperatura e doença já foi mencionada nas primeiras referências na história da humanidade. Ao redor de 460 AC Hipócrates mencionava a importância da avaliação da temperatura das mãos, dos pés, da face, dos lábios e ouvidos. Ele considerou o crescimento do calor natural do corpo como sendo o principal diagnóstico de

estado de doença. Tal consideração pode ser verificada nas afirmações de Grobklaus *et al.* (1985), ou seja se uma parte do corpo está mais quente ou mais fria do que o restante, então a doença está presente.

A tecnologia de medição da temperatura através de câmaras de Infravermelho tem sido usada por décadas com sucesso em outras áreas como astronomia e engenharia, além de sua aplicação para fins militares. O seu uso clínico, entretanto, já foi muito criticado, relacionado com tecnologia pobre para obtenção de imagens com qualidade suficiente para possibilitar o diagnóstico de patologias diversas e mau uso do método quanto a sua interpretação não embasada na fisiologia humana, em especial, dos mecanismos envolvidos no controle da temperatura corporal (RING, 1998).

Alguns materiais refletem a energia radiante que incide sobre eles, outros absorvem energia e se convertem em calor ou emitem novamente esta energia em diferente comprimento de onda. Sabe-se que qualquer temperatura acima do zero absoluto (0 Kelvin ou igual a -273°C) produz movimento molecular e a quantidade de energia radiante emitida é proporcional à quarta potência da temperatura absoluta, segundo Christiansen e Gerow (1990), como mostra a *equação de Stephan-Boltzman* (1), abaixo:

$$E = \varepsilon \sigma T^4 \quad (1)$$

onde: E é a potência total emitida (W/m^2); ε se refere à emissividade, característica adimensional para cada material; σ é a constante de proporcionalidade, igual a $5,672 \times 10^{-8} \text{ Wm}^{-2}\text{K}^{-4}$; T corresponde à temperatura absoluta do corpo ou objeto em Kelvin.

Para a termografia aplicada, a equação mais importante, pois relaciona temperatura do corpo e ambiente, é a *fórmula expandida de Stephan-Boltzman* (2), descrita abaixo:

$$E = \varepsilon \sigma (T_b^4 - T_e^4) \quad (2)$$

onde: E é a potência total emitida (W/m^2); ε é a emissividade e σ é a constante citada na equação anterior; T_b é a temperatura do corpo ou objeto; T_e se refere à temperatura ambiente.

Esta equação enfatiza que a transferência de energia do corpo para o meio depende da diferença de temperatura entre eles. Através de mecanismos fisiológicos, a energia perdida sob a forma de calor poderá ser captada, sendo que os mecanismos de homeostase serão iniciados, influenciando o mapeamento térmico (CHRISTIANSEN e GEROW, 1990).

De acordo com Ring (1998), as observações das variações térmicas das pessoas doentes só podiam ser feitas por toque manual; o mesmo autor também mencionou que o astrônomo Galileu Galilei, por volta de 1592, desenvolveu o primeiro termômetro que foi modificado em 1659 por Boullian, o qual introduziu o mercúrio em um tubo de vidro. Finalmente Farhreneit, Celsius e Joule contribuíram com o desenvolvimento das escalas termométricas facilitando assim a leitura de temperaturas.

Em 1868, Carl Wunderlich, fez pesquisas e publicou seus achados sobre temperatura “Normal Anormal” relacionada a patologias. Seu estudo foi confirmado por outros médicos mas o uso do termômetro começou efetivamente no final do século XIX, quando foi adotado o padrão oral para medir a temperatura do corpo. Em 1957, foram realizados os primeiros trabalhos na área oncológica, onde observou –se que o câncer de mama ocasionava aumento da temperatura da pele (LAWSON, 1956).

Dentre os estudos publicados no século XIX, o astrônomo Herschell (1951) descobriu a radiação térmica infravermelha. A partir de estudos da temperaturas das faixas espectrais da luz visível notou que abaixo do vermelho visível encontrava-se uma radiação invisível muito poderosa em termos caloríficos, a qual foi denominada de radiação infravermelha. O espectro eletromagnético na faixa infravermelho fornece uma imagem térmica do objeto em estudo. Esta imagem é obtida através da decomposição cromática de toda a faixa de temperatura irradiada pelo objeto, ou seja, todo corpo irradia energia eletromagnética em forma de calor embora de maior ou menor intensidade. Esta energia é irradiada em uma faixa de frequência (ou comprimento de onda) do espectro eletromagnético.

Dentro da faixa de emissão de radiação infravermelha de um corpo existe um comprimento de onda onde a emissão de energia é maior. Esse ponto depende da temperatura do corpo, onde maiores temperaturas apresentam maior emissão de energia em comprimentos de ondas menores (CHISTIANSEN e GEROW, 1990). Durante a II Guerra Mundial houve o desenvolvimento da tecnologia usada para detectar o infravermelho através de câmaras, binóculos e, mais tarde, para detectores de mísseis em aviões, sensores de satélite de espões e dos satélites de observação metereológica. Tal tecnologia era restrita ao uso militar para obtenção de imagens fotográficas durante a noite.

O fisiologista e fisico Harvey foi o pesquisador que fez referência ao corpo humano como “corpo negro” de irradiação vermelha. Todo corpo que seja capaz de absorver toda a energia radiante que incida sobre ele, é chamado de corpo negro. Em 1960, Lloyd Williams chamou a atenção sobre as possibilidades da utilização da detecção e mensuração da radiação do infravermelho com finalidades médicas (UEMATSU *et al.*, 1985a)

A Termografia é especialmente útil em pacientes com dor crônica que já sofreram outros tipos de exames ou múltiplos procedimentos dolorosos, e que, portanto, mostram alguma resistência na realização de mais exames ou provas diagnósticas. Pode ser repetida tantas vezes quanto necessárias sem risco ou dor ao paciente (BRIOSCHI, 2001).

A pele das pessoas em geral possui uma simetria térmica bilateral indicativa de normalidade. Uma vez detectada qualquer assimetria, isto indica uma alteração no organismo. Normalmente, um aumento na temperatura indica uma maior circulação sanguínea local que pode ser devido a um processo de dor ou um processo inflamatório entre outras causas (HONÓRIO, 2004).

O corpo pode ser dividido em dois compartimentos: a região térmica profunda e a região periférica. Estão incluídas dentro da região profunda os conteúdos intracranianos, intratorácicos e intrabdominais. A região periférica inclui a pele, o tecido subcutâneo e os membros; sendo que a maioria da energia produzida no interior do corpo é dissipada no ambiente via superfície (LICHTENBELT, 2001).

A temperatura do interior do corpo permanece quase constante dentro de uma variação de no máximo $0,6^{\circ}\text{C}$, mesmo em exposições a temperaturas frias ou quentes, isto graças ao aparelho termoregulador (BACH *et al.*, 2003). A temperatura da parte externa do corpo, no entanto, está sujeita às variações das condições ambientais. Portanto, de acordo com condições termodinâmicas e de troca de calor corporal, a transferência de calor sangue-tecido é maior nos segmentos de circulação terminal (GRICORESCU *et al.*, 1996).

Uma alternativa para o imageamento infravermelho médico é a chamada termografia de contato. Recentemente, um equipamento de termografia de contato utilizando sensors de silicone foi estudado por Giansanti (2008), que desenvolveu um procedimento de interpolação “*cubic-spline*” para melhorar a resolução espacial do aparelho.

2.5.1 Pesquisas sobre a Termografia

Em 1980, nas áreas de Traumatologia, Reumatologia e Pediatria, Garcia *et al.* (2003), realizaram um estudo para modalidades de imagens com pacientes que possuíam dor muscular-esquelética. Este estudo foi composto por métodos variados de avaliação incluindo: Raios X, Ultrassonografia, Termografia, Cintilografia, Tomografia e Ressonância Magnética. O foco principal deste estudo foi verificar os pontos fortes e fracos destes exames. Os resultados mostraram que a Ultrassonografia é altamente sensível para identificar as mudanças no tecido mole. A Cintilografia é indicada para examinar o osso. Tomografia é

excelente para avaliação de anormalidades ósseas, ou seja, artrites. A Ressonância Magnética tem características ideais para avaliações da dor músculo esquelético, porém tem custo muito alto.

Garcia *et al.* (2003), estudaram o uso da Termografia como método auxiliar no diagnóstico da Síndrome de Estresse Tibial Medial. A amostra foi composta por 3 atletas, sendo 2 homens e 1 mulher do Sport Club Ulbra, que apresentavam quadro clínico compatível com a Síndrome. As imagens obtidas foram comparadas através de uma inspeção palpatória nos pacientes e correlacionadas à patologia e anatomia da região para identificação das estruturas envolvidas no processo inflamatório. Os resultados mostraram que, através da Termografia, pode-se identificar as áreas traumatizadas, servindo como uma ferramenta de grande utilidade nos procedimentos de avaliação de pacientes portadores de Síndrome de Estresse Tibial Medial.

Em 1994, Biasi *et al.* avaliaram 156 pacientes com SFM e encontraram distribuição hiper-radiante inespecífica sobre as áreas musculares dolorosas, segundo os autores semelhante ao encontrado em pacientes com osteoartrite de coluna. Para Rothschild (1991) a imagem térmica oferece um critério objetivo no diagnóstico complementar da SFM que geralmente apresenta sintomatologia vaga associada com componente psicossomático (BLUESTEIN, 1994). Os pacientes com SFM apresentam um padrão hiper-radiante inespecífico correspondente as áreas musculares dolorosas.

Radhakrishna e Burnham (2001) estudaram a relação entre a temperatura da pele e a resistência à pressão em pacientes com dor miofascial ou fibromialgia, utilizando um Termógrafo de contato. A amostra foi composta de 17 pacientes (16 mulheres e 1 homem). Os autores concluíram que a termografia de contato não pode ser usada para identificar a dor miofascial porque não correlaciona a temperatura da pele com a sensibilidade da pele e pressão aplicada.

Devereaux *et al.* (1986) submeteram à Termografia 30 atletas com sintomas de dor patelo femural (grupo 1) e 30 atletas sem anomalias nos joelhos (grupo 2). Também submeteram à Termografia 2 grupos, cada um com 30 pacientes idosos, com artrite reumatóide (grupo 3) ou osteoartrite (grupo 4) no joelho. Após a Termografia, 28 atletas do grupo 1 obtiveram, em uma visão anterior do joelho um aumento da temperatura e irradiação para a inserção patelar do músculo vasto medial. Na radiografia não ocorreu nenhuma alteração. Os resultados mostraram que a Termografia é rápida, é um método barato e pode ser mais útil do que artroscopia e radiografia pra confirmação do diagnóstico patelo femoral.

Scudds *et al.* (1995), examinaram com termografia infravermelha o dorso de 49 pacientes com SFM e 19 com dor miofascial, em repouso, em conjunto com estudo de algometria de pressão para avaliar a presença ou não de dor referida. Eles encontraram uma temperatura média cutânea nos pacientes com dor miofascial 0,65 °C mais aquecida do que nos pacientes com SFM. Este estudo sugere que pacientes selecionados primariamente por PG miofascial são mais propenso a exibir áreas mais hiperaquecidas do que os pacientes com SFM.

Alguns autores sugerem que a termografia infravermelha pode ser um método auxiliar na documentação diagnóstica e acompanhamento da SFM (BIASI *et al.*, 1994; SPROTT *et al.*, 2000; MARTINEZ e LAVIN, 2004) principalmente quando associado com outras doenças, como artrites reumatóides, sobretudo soronegativas; neuropatias periféricas; síndrome miofascial; depressão e outras.

A termografia de contato progressivamente caiu em desuso por descrédito secundário às suas limitações: o contato demorado do equipamento alterava a temperatura original da pele, entre outros problemas com artefatos da imagem. Este sistema utiliza membranas flexíveis em camadas duplas, preenchidas com cristais líquidos, presas a uma moldura que quando em contato com a pele, muda a coloração dos cristais de acordo com a temperatura da região.

A termografia é um método diagnóstico não invasivo, não radioativo e totalmente indolor. Equipamentos com leitura de faixa espectral entre 7 e 12 μm são os mais indicados para trabalhos médicos, pois esta faixa inclui o intervalo de comprimento de onda emitido pela pele humana, que é cerca de 9,4 μm (CHRISTIANSEN e GEROW, 1990).

O alto índice de erro encontrado na interpretação das imagens obtidas pela termografia de contato na década de 70 e a falta de estudos controlados definindo sensibilidade e especificidade de método para diagnósticos específicos certamente contribuíram para o descrédito do método (BRUEHL *et al.*, 1996).

A resolução térmica da termografia de contato é de baixa resolução espacial (máximo de 0,5 °C e cerca de 5 mm), tempo de resposta lento (acima de 60s), devido à pressão que deve ser exercida sobre as membranas no contato com alto índice de subjetividade na interpretação de anomalias de temperatura (RING, 1998).

Com certeza, os maiores avanços na medição de temperatura para uso clínico foram nas últimas três a quatro décadas, com as câmaras de infravermelho capazes de detectar a emissão cutânea de calor e através do auxílio da tecnologia e informática, rapidamente converter esta informação em graus Celsius ou Fahrenheit.

Um renovado interesse científico neste método para uso clínico surgiu motivado pela alta tecnologia das câmaras computadorizadas de infravermelho e do desenvolvimento de softwares que permitem análise sequencial de imagens (termografia dinâmica) e processamento matemático das imagens (subtração de pontos específicos das imagens por variações específicas de temperatura ou ΔT), um renovado interesse científico neste método para uso clínico (FUJIMASA *et al.*, 1998).

A emissividade é uma medida da eficiência da radiação e absorção superficial. Assim, a caracterização de superfícies como a pele humana com aparatos ópticos na faixa do infravermelho é altamente influenciada por sua emissividade. A temperatura da pele pode variar de forma diferente do padrão normal ou pode ser registrada de forma incorreta quando termômetros sem contato ou câmeras de infravermelho são usadas com considerações erradas da emissividade da pele (VILLASENOR-MORA *et al.*, 2009). A emissividade da pele humana depende de vários parâmetros tais como temperatura, umidade, gordura, contaminação e rugosidade, especialmente na faixa espectral considerada para a medida. Vários autores determinaram a emissividade da pele humana saudável, há métodos diretos e indiretos para efetuar essas medidas. O método direto mais comum é o que usa a razão da energia emitida pelo corpo em estudo e a energia emitida por um corpo negro à mesma temperatura. Apesar da simplicidade do método, a maior inconveniência é determinar a diferença entre um corpo negro e um corpo negro ideal (VILLASENOR-MORA *et al.*, 2009). Os métodos indiretos para medir a emissividade não utilizam o corpo negro mas aplicam a lei de Kirchhoff. Nesses métodos uma dada energia é projetada em uma superfície e, considerando as energias transmitidas, refletidas e absorvidas, a emissividade(ϵ) pode ser calculada através de prévio conhecimento da transmissividade, refletividade(ρ) e absortividade, como se segue:

$$\epsilon = 1 - \rho \quad (\text{Lei de Kirchhoff}) \quad (3)$$

onde, ρ = energia refletida/energia projetada

Steketee (1973) reportou uma emissividade da pele de $0,98 \pm 0,01$ na faixa de 3 a $14\mu\text{m}$ e concluiu que a pigmentação cutânea não afeta este valor. Togawa (1989) reportou a emissividade da pele da mão como sendo de $0,972 \pm 0,004$ para a faixa de 8 μm a 14 μm . Villasenor *et al.* (2008) concluíram em seu estudo que a emissividade da pele saudável

medida pelo método indireto de feixe de laser de CO₂ é de $0,976 \pm 0,006$ enquanto que a emissividade da pele medida pelo método direto usando um corpo negro teórico é de $0,978 \pm 0,008$, valores muito similares. Os desvios padrões de 0,008 e 0,006 indicam que a variabilidade devido a propriedades individuais da pele é mínima a 10,6 μm . Segundo vários autores (STEKETEE, 1973; TOGAWA, 1989; IVANITSKY *et al.*, 2006), a emissividade da pele saudável na faixa de 8 a 14 μm é praticamente constante.

2.5.2 Aplicações da termografia computadorizada na clínica médica

A termografia computadorizada tem sido usada clinicamente para avaliação e documentação de patologias de tecidos moles, incluindo nervos periféricos, raízes nervosas, tendões, músculos e vasos sanguíneos bem como disfunção articular e óssea como sinovites artrites e fraturas. Tem particular importância em condições que não podem ser demonstradas em testes radiológicos, eletroneuromiografia ou outros exames laboratoriais.

O mapeamento térmico de indivíduos hígidos (normais) foi feito por alguns autores. Honório (2004) demonstrou o mapeamento corporal em indivíduos hígidos em diferentes situações verificando ΔT 's em diferentes posições como deitada, ortostatismo e deambulação no mesmo indivíduo. Outros autores mostraram que há maior variação em extremidade do que no tronco, o que era de se esperar pela maior complexidade do sistema vascular nos membros.

Os equipamentos atuais permitem uma imagem de alta resolução, com mais de 64.000 pontos precisos de temperatura a uma distância de 50 cm entre câmera e paciente, cada ponto corresponde a uma área menor que 1 mm² e são capazes de distinguir diferenças de temperatura menor que 0,07° C em menos de 0,01 segundo, isto é 30 vezes mais do que a capacidade normal humana. Programas sofisticados permitem avaliações funcionais com subtração de imagens, fusão com imagens de ressonância magnética e até mesmo a reconstrução tridimensional (BRIOSCHI *et al.*, 2002).

A termorregulação é o controle da temperatura do corpo. Esta deve ser mantida constante dentro de uma variação térmica muito pequena mesmo em situações de grandes diferenças com o ambiente ou quando em atividade física. Para poder processar centenas de reações enzimáticas, o corpo lança mão de um rigoroso controle de sua temperatura.

A temperatura normal nos seres humanos é de 37°C. Esta estabilidade e variações circadianas na temperatura central são respostas homeostáticas que têm sido bem documentadas há décadas. A temperatura central, bem como da cabeça, devem ser mantidas

constantes para assegurar o funcionamento normal dos órgãos internos e cérebro. Já os braços e pernas exibem uma grande variação de temperatura. A simetria axial da distribuição da temperatura da superfície cutânea tem uma razão anatômica, enquanto a diminuição da temperatura radial representa o fluxo de energia, da sua fonte pela superfície corporal, para o ambiente.

Assim como a febre e infecções podem aumentar a produção de calor, ao contrário diversas doenças endócrinas podem diminuir, como o hipotireoidismo, hipopituitarismo e o hipoadrenalismo. A desnutrição, a hipoglicemia e cetoacidose diabética também estão associadas com hipotermia. Lesões do sistema nervoso central, principalmente por traumatismo, podem causar disfunção do sistema termorregulatório, também os choques hipovolêmicos, cardiogênico e hipóxico (BRIOSCHI, 2001).

Não somente a temperatura central é importante para o diagnóstico de doenças, mas também a medida da temperatura cutânea e sua distribuição. Como previamente mencionado, a medida da temperatura regional cutânea resultante da redistribuição circulatória de calor é influenciada pela atividade vasomotora.

A fisiologia e anatomia do suprimento vascular da pele criam um padrão de distribuição de temperatura típico, que deve apresentar-se dentro de certo limite característico considerado como saudável. Quando o ser humano apresenta desvio deste padrão ideal, tal irregularidade pode ter como substrato uma enfermidade.

2.5.3 Parâmetros de normalidade em Termografia

Os raios infravermelhos, invisíveis a olho nu, indicam o grau de agitação molecular. Quanto menor o comprimento de onda, maior sua energia. O calor produzido por reações químicas em nível mitocondrial, sendo os músculos responsáveis por 30% deste e o restante pelos demais órgãos, é transferido para o sistema arterial mantendo uma temperatura central regular do corpo em $36,6 \pm 0,7^{\circ}\text{C}$, determinando assim o metabolismo basal. Este pode variar conforme o ciclo circadiano atingindo seu máximo às 12:00h e mínimo às 16:00h.

A temperatura dos tecidos profundos do corpo (temperatura central) permanece quase constante com uma margem de $\pm 0,7^{\circ}\text{C}$, salvo quando há uma enfermidade febril. Em ar seco, se uma pessoa sadia for exposta nua a 13°C ou a 54°C sua temperatura central se manterá praticamente constante devido aos mecanismos que controlam a temperatura corporal e constituem um admirável sistema regulador. Por outro lado, a temperatura cutânea varia com a temperatura do meio ambiente, pois a pele perde calor com o meio ambiente através de

convecção (correntes de ar), condução (atmosfera e objetos), evaporação e radiação (GUYTON e HALL, 2001). A temperatura de pele varia também com fatores fisiológicos tais como digestão, ciclo menstrual e gravidez (QUEK *et al.*, 2010).

Um dos principais modos pelos quais o sistema termorregulatório mantém a temperatura estável do corpo é por meio do sistema neurovegetativo da pele. Este controla o fluxo sanguíneo da microcirculação cutânea e se modifica à medida que ocorre estímulos externos (mudanças no clima), internos (infecção) ou na presença de disfunções neurovegetativas, vasculares ou inflamatórias. Isto ocasiona aumento ou diminuição do fluxo sanguíneo local, regional, num determinado dermatomo, território, hemicorpo ou sistemicamente (BRIOSCHI *et al.* 2007).

A manutenção da temperatura corporal no corpo humano é um fenômeno complexo. O homem é homeotérmico e produz calor que deve ser perdido para o meio ambiente. A interface entre a produção de calor e o ambiente é a pele. Este órgão dinâmico é constantemente ajustado para equilibrar as condições externas e internas compensando as demandas fisiológicas do corpo. Fibras motoras simpáticas controlam a microcirculação cutânea por meio de vasoconstrição ou vasodilatação, causando menor ou maior irrigação da pele. Este fenômeno de controle da transferência de calor através da pele é definido como termorregulação e é dependente do sistema nervoso autônomo.

A pele é o maior órgão do corpo humano com cerca de $1,8 \text{ m}^2$ de superfície e uma espessura que varia de 0,5 mm nas pálpebras, a mais de 4 mm na face plantar e palmar. É um órgão complexo, onde a cada 1 cm^2 há $3,2 \text{ m}^2$ de vasos sanguíneos (1:3.200) que auxiliam na regulação da temperatura corporal juntamente com as glândulas sudoríparas. Um aumento de 1°C na superfície corporal corresponde a um aumento de $12 \text{ a } 50 \text{ ml.}(100 \text{ g})^{-1}.\text{min}^{-1}$ de fluxo sanguíneo (JASZCZAK, 1988).

Existem dois níveis principais de circulação cutânea que devem ser considerados na avaliação de infra vermelho:

- 1) Aquele relacionado à derme ou a verdadeira microcirculação da pele e,
- 2) O calor do suprimento sanguíneo do tecido subcutâneo, representado pela circulação arteriovenosa (AV) paralela.

A temperatura cutânea varia em função do tempo até atingir um equilíbrio térmico após no mínimo 15 min de exposição em ambiente controlado (SUN *et al.*, 2005). O corpo

humano sem enfermidade tem semelhança (quase simetria) direita-esquerda tanto da média de temperatura quanto da distribuição da temperatura entre os dimídios (mapa térmico).

O controle central da temperatura cutânea afeta ambos os lados do corpo uniformemente e simultaneamente, resultando em padrões térmicos quase simétricos após estabilização em ambiente termicamente estável. Em estudo das temperaturas facial, troncular e das extremidades em indivíduos normais, as temperaturas cutâneas em 32 segmentos nos lados direito e esquerdo do corpo foram simétricas. A diferença média de temperatura foi somente $0,24 \pm 0,073$ °C (UEMATSU, 1985b). Este é um dos critérios diagnósticos para anormalidade quando modificado (UETMATSU, 1985; ZHANG *et al.*, 1999a).

No tronco o diferencial térmico é de $0,17 \pm 0,042$ °C, nas extremidades $0,20 \pm 0,073$ °C e dedos das mãos e pés $0,45 \pm 0,129$ °C. Esta diferença permanece constante no indivíduo sem anormalidades, como verificado após cinco anos de seguimento por UETMATSU *et al.* (1988).

Diversos estudos demonstram semelhança IR da face (GRATT *et al.*, 1993), inclusive na região de projeção da articulação temporomandibular (ATM) em indivíduos assintomáticos com avaliação normal. Nestes o valor diferencial variou de 0,13 °C a 0,2 °C entre diferentes autores (POGREL *et al.*, 1996; GRATT *et al.*, 1993).

Estudos sugerem que temperaturas acima de 0,5 °C são indicativas de algum tipo de disfunção dolorosa (SAIDMAN, 1948; STARY, 1956; UEMATSU, 1985b; UEMATSU *et al.*, 1988). Alterações acima de 1 °C invariavelmente são indicativas de anormalidades, segundo levantamento de 1.000 soldados por Dibeneditto *et al.* (2002). No paciente com lesão de nervo periférico, a diferença térmica média é de $1,63 \pm 0,002$ °C com o lado correspondente normal, cerca de 10 vezes o valor normal de controle. Na experiência de Zhang *et al.*, (1999b), um diferencial térmico maior que 1 °C esteve correlacionado como um dos fatores indicativos de cirurgia em pacientes com compressão radicular por hérnia de disco.

Em 1974, Collins *et al.*, pela primeira vez desenvolveram um método de quantificação térmica por imagem infravermelha baseado na análise multi-isotérmica de áreas articulares pré-definidas. As áreas de cada isoterma, registradas a cada 0,5 °C foram mensuradas dentro de uma área superficial da articulação. Foi aplicado um fator de peso (ΔT), que tinha um efeito máximo nas temperaturas mais altas. A fórmula que expressa o cálculo do índice termográfico (4) (TI) é a seguinte:

$$TI = \sum \frac{(\Delta T \cdot a)}{A} \quad (4)$$

onde, ΔT = diferença de temperatura entre a isoterma e um valor de base 26 °C; a = área da região definida por cada isoterma, cm²; A = área total pré-definida do termograma, cm².

Os valores de TI das articulações periféricas normais variavam entre 0,35 a 2,30, com uma média de 1,20. O grupo de articulações em pacientes com reumatismo mostrou um índice maior com uma média de 3,96 (RING *et al.*, 1974; COLLINS, 1974). Os autores correlacionaram com outros índices clínicos – força de apreensão, edema das articulações dos dedos e índice articular – indicando que o índice termográfico é um meio factível e objetivo de mensurar as articulações inflamadas. Porém, a confiabilidade e reprodutibilidade dos resultados dependia de um rigoroso controle da temperatura da sala a 20°C, estabilização térmica da articulação por 15 minutos antes de realizar a imagem e realização do exame na mesma hora do dia devido a variações circadianas termorregulatórias do corpo humano (RING *et al.*, 1974; COLLINS, 1974). Um fator de imprecisão também importante, é que as isotermas foram consideradas a cada 0,5 °C, o que ocasionou dúvida quanto ao método.

Segundo Ring, (1980a) o índice termográfico é um índice numérico válido para avaliar a artrite de articulações periféricas e sua resposta às drogas. Apesar dos resultados poderem variar consideravelmente entre indivíduos, o índice termográfico tem um aumento consistente ao meio dia, definido pelos cronobiologistas como “acrofase”. Este fenômeno foi confirmado em estudos realizados por 3 meses em um mesmo indivíduo (RING, 1980b). As temperaturas no período da tarde não são, em geral, tão estáveis quanto às da manhã. Por esta razão, o autor adotou como procedimento padrão, a avaliação de utilização de medicamentos em artrites somente no período da manhã, o que limitou o método e criou uma incerteza quanto a sua confiabilidade. Outra questão apontada pelo autor é que os valores absolutos de TI não foram úteis no diagnóstico, apesar dos pacientes com osteoartrite apresentarem índices maiores que os normais e menores dos com artrite reumatóide (200 mensurações).

De Silva *et al.* (1986) avaliaram sinovite, processo inflamatório, em 20 pacientes com artrite reumatóide nos quais os joelhos estavam sendo tratados com esteróides intra-articulares por um período de 24 semanas. O índice de distribuição térmica (HDI) teve alta correlação com os achados clínicos. Segundo os autores o HDI é menos afetado por variações térmicas articulares diurnas do que o índice termográfico (TI).

Thomas *et al.* (1989) avaliaram 390 áreas articulares de 15 pacientes com imagem termográfica e cintilografia articular. Eles demonstraram que as diferenças de temperatura ao

longo das articulações inflamadas dos joelhos eram independentes da temperatura da sala. Os autores enfatizaram a dificuldade com o uso do valor absoluto do índice termográfico e a falta de concordância inter-observador devido às variações na padronização da temperatura da sala para exame.

Inoue *et al.* (1990) avaliaram pacientes com artrite reumatóide após 20 min de estabilização térmica em uma sala a 20 °C e demonstraram que o HDI foi mais sensível e correlacionou melhor com os achados clínicos (severidade do edema articular) do que o TI.

Torossian *et al.* (1997) avaliaram por meio do índice termográfico a resposta anti-inflamatória da betametasona em 10 pacientes com sinusite. Nas imagens infravermelhas, houve uma diminuição significativa entre os índices seio-direito lado-direito com seio-esquerdo lado-esquerdo entre os dias 0 e 10 de $41,00 \pm 14,07$ para $7,90 \pm 7,22$ (ANOVA $p < 0,0001$) e de $30,70 \pm 5,20$ para $7,90 \pm 6,49$ (ANOVA $p < 0,0001$) respectivamente. Estes achados preliminares demonstraram que em muitos casos a monoterapia é adequada e possibilitam um rápido controle clínico e termográfico na sinusite aguda.

Os métodos propostos previamente para termografia médica (TI, HDI, CTI, ΔT_n , $d\tau$, e termografia de contato) mensuram a temperatura local que é significativamente afetada pela temperatura ambiente e o metabolismo do paciente. Para corrigir estes erros, mais recentemente foi publicado por Vargas *et al.* (2009), o uso de valores normalizados de temperatura adimensional, variando entre 0 e 1. Sendo 0 quando a temperatura (θ) é igual à do ambiente (T_∞), e 1 quando é igual à temperatura central (T_b), como mostrado na equação abaixo:

$$\theta = \frac{T - T_\infty}{T_b - T_\infty} \quad (5)$$

onde T é a temperatura da superfície cutânea em °C.

A forma proposta pela Eq. (5) parece ser a mais apropriada para interpretar os resultados térmicos obtidos pelo sensor infravermelho. A variável é uma temperatura adimensional bem conhecida na engenharia de transferência de calor e combina a temperatura local medida com a temperatura central e ambiente (POHLHAUSEN, 1921). A temperatura adimensional definida na Eq. (5) fornece leituras normalizadas da temperatura para qualquer região cutânea, independente da temperatura registrada do corpo e do ambiente.

Um trabalho semelhante foi publicado por Sun *et al.* (2005) e Sun *et al.* (2006), em que foi utilizada uma temperatura adimensional para estudo de pés diabéticos por termografia

foi determinada a temperatura adimensional normal da região plantar o valor de 0,19. Porém os autores utilizaram como referência a temperatura da região frontal da cabeça e não utilizaram a temperatura do ambiente circundante. Apesar de próxima da temperatura central, é cerca de 1,2 °C menor e também sofre influência da temperatura do meio externo.

2.6 ELETROMIOGRAFIA

A história da eletromiografia remonta à metade do século XVII. O italiano Redi (1617) reportou que a fonte de energia de um tipo de peixe elétrico era proveniente de certo músculo. Na década de 1790 Green (1790) traduziu o estudo original em italiano de Luigi Galvani que realizou experimentos que demonstraram que descargas de eletricidade estática podiam provocar contrações musculares. Poucos anos depois Volta (1792) desenvolveu uma poderosa ferramenta para produzir eletrecidade e também estimular músculos. Entretanto foi somente no século XIX que a estimulação muscular por eletrecidade ganhou maior notoriedade. O francês Du Boys-Reymond (1849) mostrou haver evidência de atividade elétrica em músculos humanos durante contração voluntária. O primeiro estudo sistemático das funções de músculos intactos por meio de eletroestimulação foi efetuado pelo francês Duchenne (1849) por volta de 1860. Os sinais dos músculos puderam ser visualizados a partir da década de 1920 por meio de osciloscópio de raios catódicos (GASSER E NEWCOMER, 1921). Nas décadas de 1930, 1940 e 1950 o desenvolvimento da instrumentação para eletromiografia de superfície propiciou estudos variados envolvendo a musculatura humana, como técnicas de relaxamento, análise de movimentos dinâmicos e pesquisas de patologias neuromusculares.

As investigações feitas por pesquisadores, desde a gênese da eletromiografia até os nossos dias, têm contribuído para o fortalecimento das bases que sustentam o aperfeiçoamento técnico dos aparelhos eletromiógrafos e revelam avanços significativos em termos de confiabilidade dos resultados (FRANCISCHETTI, 1990).

A maioria dos projetos de pesquisa desenvolvidos na área de biomecânica do esporte têm sido uma grande promessa na evolução da eletromiografia cinesiológica. O melhor entendimento da atividade neuromuscular e sua função, o estudo da atividade muscular durante a contração isométrica voluntária, a anatomia funcional do músculo em atividade, o estudo das mudanças da atividade muscular durante o treino de força muscular, a investigação da fadiga muscular e a relação entre a EMG e a força muscular são exemplos da aplicação da EMG em estudos específicos (LAGASSE, 1987).

Entretanto, a relação da EMG com a força, pode apresentar resultados dispersos devido a variados fatores como o comprimento muscular, tipo de contração muscular, tipo de eletrodos e outros efeitos (ARCIENO *et al.*, 1995). As pontas do eletromiograma representam os potenciais de ação dos músculos ativos. Para contrações mais fortes, maior número de unidades motoras são recrutadas, criando uma maior número de pontas e gerando uma maior força muscular. Embora a magnitude individual das pontas permaneça constante, sua frequência e o número de fontes aumentará. Devido ao volume e à natureza dos potenciais de ação ocorre a fusão e a soma destes sinais. O fenômeno posterior resulta em um aumento da frequência e da magnitude dos sinais somados.

Vários autores têm explorado esta relação para entender a carga muscular e o estresse da tarefa industrial (ANEZ, 2003). Verifica-se haver uma relação direta entre a força exercida e o potencial elétrico captado na musculatura construindo-se uma equação de correlação, pode-se quantificar a força que a pessoa está exercendo ao realizar determinada tarefa.

Neste tipo de tecnologia é importante captar o máximo de dados possível, assim, é de todo útil utilizar-se um eletromiógrafo capaz de captar pelo menos três sinais por segundo, podendo-se calcular a força ajustada através de planilhas eletrônicas. Como este tipo de sinal elétrico tem uma enorme variação, e o traçado se assemelha a espículas, o valor médio do potencial é de pouco valor e pode gerar confusão. Neste caso, utiliza-se o potencial elétrico de média ajustada, ou seja, a variância capta as grandes variações e quanto maior for a média ajustada encontrada no potencial elétrico de um músculo, tanto maior está sendo a força que aquele músculo está exercendo. É também muito útil fazer este tipo de avaliação filmando a tarefa e observando o potencial elétrico, pois desta forma consegue tornar-se possível identificar que instantes do trabalho são ocasionadores da maior força do grupamento muscular (COUTO, 1995).

A eletromiografia pode ser dividida em dois tipos, seguindo a classificação de Correia *et al.* (1993), a eletromiografia de profundidade que posiciona os eletrodos no interior do músculo, em contato direto com as fibras musculares e a eletromiografia de superfície, aonde eletrodos são acoplados sob pressão na pele. A configuração dos eletrodos de superfície pode ser:

Monopolar: onde um eletrodo é colocado sobre o feixe muscular de interesse e o outro eletrodo (chamado de referência) é colocado em um ponto não afetado pela atividade do feixe muscular de interesse, medeindo então a diferença de potencial entre estes dois pontos.

Bipolar: consiste em colocar dois eletrodos sobre a região que se deseja estudar e o terceiro eletrodo chamado terra é colocado em um local não afetado pela atividade da região

de interesse. Mede-se agora, a diferença de potencial elétrico entre os dois eletrodos que estão sobre a região de interesse, tomando-se como referência o eletrodo terra. Desta forma, é possível utilizar amplificadores diferenciais de alto ganho, o que, em última análise, melhora significativamente a relação sinal-ruído pois os ruídos presentes nos cabos que levam o sinal dos eletrodos ao condicionador são subtraídos pelo amplificador diferencial (THOMAS *et al.*, 1999).

Claramente a eletromiografia contribuiu para a disseminação do conhecimento sobre o sistema neuromuscular normal e sobre doenças que afetam o mesmo (CLARYS e CABRI, 1998). Para entender a eletromiografia precisa-se entender que o movimento humano depende da transformação da energia química existente no ATP em energia mecânica. Essa transformação específica de energia é conseguida pela ação dos músculos esqueléticos (MCARDLE, 1991).

Os estudos clássicos sobre a função muscular envolvem: 1) o estudo topográfico dos músculos mortos combinado com cálculos das contrações que deveriam fazer, 2) estimulação elétrica direta, 3) observação visual da contração e movimento e palpação dos músculos através da pele e, 4) estudo dos pacientes paráliticos para a avaliação do déficit muscular. Salvo algumas aplicações práticas, estes métodos são incompletos, em conjunto ou separado, pois, não conseguem revelar a função dos músculos profundos que não são palpáveis nem as conseqüências cronológicas da atividade. A eletromiografia é singular, pois, revela o que o músculo faz em qualquer instante durante diversos movimentos e posturas além de revelar a inter-relação e coordenação dos músculos (BASMAJIAN, 1976).

As forças do organismo são exercidas por contrações musculares. Os músculos não se contraem por si próprios, mas são comandados pelo sistema nervoso central, que é constituído pelo cérebro e pela medula espinhal. A velocidade de transmissão de sinais depende da espessura do axônio e pode chegar ao máximo de 120 m/s, enquanto as células pouco desenvolvidas transmitem apenas 0,6 m/s.

A unidade fundamental do sistema muscular denominada de unidade estrutural da contração muscular é a célula muscular ou fibra muscular. Essas fibras longas, finas e multinucleadas encontram-se paralelas uma às outras e a força de contração se processa ao longo do eixo longitudinal da fibra. Estas unidades podem ser descritas como um fio fino que tem até 30 cm de comprimento porém uma espessura de 100 μm (0,1 mm). Ao se contrair diminui seu comprimento de repouso em até 57%.

As fibras de um músculo não sofrem um encurtamento uniforme e contínuo durante a contração muscular, na realidade experimentam mudanças muito rápidas. A contração de

aparência uniforme é a soma de todas essas mudanças rápidas. O resultado desta constante afluência de breves contrações de distintas frequências dentro de um músculo constitui uma tração uniforme (ANEZ, 2003).

Quando um potencial de ação se propaga sobre a superfície da fibra muscular, correntes elétricas penetram através de estruturas tubulares especiais, nas porções internas da mesma fibra. A existência de um potencial de ação na superfície da fibra muscular determina um fluxo de corrente elétrica para o interior da fibra de condução iônica, através do líquido extracelular dos túbulos "T" (GUYTON, 2001).

A constituição dos fluidos intra e extracelular é diferente, em particular com relação aos íons. A distribuição desigual dos íons resulta em uma diferença de potencial elétrico conhecido como potencial de membrana. O potencial de membrana para a maioria das células fica entre -60 e -90 mV. O interior da célula é negativo com relação ao meio externo. Ligeiras variações ocorrem como resultado das mudanças na composição iônica dos fluidos. Um comportamento completamente diferente está associado contudo à chamada excitabilidade de membrana encontrados nos nervos e nas células musculares. O potencial de membrana destas células, iniciando a partir do potencial de repouso pode mudar em milisegundos para aproximadamente +20 ou +50 mV. Essa rápida mudança no potencial transmembrana é denominada de potencial de ação. Os potenciais de ação são responsáveis pela rápida transferência de informação e, nos músculos, eles têm a tarefa de iniciar a contração muscular (KUMAR e MITAL, 1996).

A maioria dos potenciais de uma unidade motora estão próximos de 500 mV. Quando observados num osciloscópio ou outro dispositivo similar ao eletromiografo, parecem uma espiga aguda que pode ser bifásica ou trifásica. Quanto maior o potencial registrado, maior a unidade motora que o gerou. Em geral aceita-se no homem o limite superior de ativação das unidades motoras em 50 mV por segundo. Em condições normais os potenciais mais baixos aparecem como uma leve contração e a medida que aumenta a força se recrutam potenciais cada vez maiores e as frequências de descarga aumenta em todas as unidades motoras. Isto se denomina recrutamento normal. (ANEZ, 2003).

2.6.1 A Eletromiografia e contração muscular

O registro dos padrões de potenciais de ação é denominado eletromiografia. O registro por si só denomina-se eletromiograma (EMG) (KUMAR e MITAL, 1996). Sinais elétricos gerados no músculo eventualmente conduzem ao fenômeno da contração muscular, potenciais

de ação simples ou em salva atravessam a membrana muscular (sarcolema), essas diferenças de potencial vão profundamente dentro das células musculares através dos túbulos t. Os túbulos t são invaginações da membrana muscular dentro das células musculares. Tais invaginações são numerosas e ocorrem na junção das bandas claras e escuras das miofibrilas e as circundam como um anel no dedo. Estes anéis estão interconectados com os anéis das miofibrilas vizinhas formando um extensivo sistema de túbulos. Estes potenciais de ação são o gatilho que libera íons de cálcio do retículo sarcoplasmático para dentro do citoplasma muscular. Estes íons de cálcio são os responsáveis pela facilitação da contração muscular que se manifesta pela movimentação dos membros do corpo e a geração de força (KUMAR e MITAL, 1996).

As fibras de um músculo não sofrem um encurtamento uniforme e contínuo durante a contração muscular, na realidade experimentam mudanças muito rápidas. A contração de aparência uniforme é a soma de todas essas mudanças rápidas. É provável que as fibras não se contraíam de forma individual no mamífero normal e sim pequenos grupos que são as unidades motoras. Normalmente as unidades motoras sofrem uma enérgica contração quando recebem impulsos nervosos de diversas frequências, em geral menores do que 50 por segundos. A quantidade de fibras que constituem uma unidade motora varia muito. Músculos que controlam movimentos finos como os movimentos do ouvido, globo ocular e laringe possuem menor quantidade de fibras por unidade motora (menos que 10 por unidade) enquanto que músculos das extremidades que participam de movimentos grosseiros possuem mais. Feinstein, citado por Basmajian (1976), contou 2000 fibras no ventre medial do gastrocnêmio. Contudo, até os fascículos mais grandes de fibras musculares são muito pequenos e a contração vigorosa de um músculo esquelético requer da contração de muitas destas unidades motoras. O princípio fundamental que rege a contração é que tem que haver uma assincronia total das contrações das unidades motoras, imposta por salvas assíncronas de impulsos que descem por múltiplos axônios. O resultado desta constante afluência de breves contrações de distintas frequências dentro de um músculo constitui uma tração uniforme. Em determinados transtornos, as contrações se sincronizam e produzem tremor visível. As fibras de uma unidade motora podem estar disseminadas e misturadas com as fibras de outras unidades motoras, conseqüentemente, em cortes histológicos transversais, as fibras observadas raramente correspondem a uma única unidade.

2.6.2 Fisiologia básica da excitabilidade das membranas

A atividade elétrica está relacionada com a vida das células. Qualquer célula para permanecer viva necessita de uma determinada atividade elétrica que regule suas relações com o meio na qual está inserida. Toda atividade elétrica das células tem sua origem no fato de serem envolvidas por uma membrana bi-lipídica, a membrana celular, que representa uma barreira que impede que os fluidos dos espaços intra e extracelular se misturem. A membrana também possui estruturas que permitem o intercâmbio de substâncias específicas e informação entre os compartimentos. As proteínas que se encontram inseridas na membrana têm um papel importante no processo de comunicação entre os compartimentos. Funcionalmente distinguem-se dois grupos de proteínas, as transportadoras e as receptoras. As transportadoras permitem a passagem de substâncias através da membrana e são altamente específicas para uma ou um pequeno grupo de substâncias, são denominadas como carreadoras, bombas ou canais de membrana de acordo com suas características particulares. Os receptores se combinam especificamente com certas moléculas, como os hormônios, e servem para a transferência de informação através da membrana (KUMAR e MITAL, 1996).

A constituição dos fluidos intra e extracelular é diferente, em particular com relação aos íons. Os sinais elétricos observados na eletromiografia estão diretamente relacionados com os potenciais de ação do músculo. A composição do fluido intracelular caracteriza-se pela alta concentração dos cátions potássio (K^+) e de proteínas anions (A^-), por outro lado o líquido intersticial é rico em cátions sódio (Na^+) e anions cloro (Cl^-). O gradiente de concentração de (Na^+) e (K^+) em ambos os lados da membrana, resulta na criação de um potencial elétrico.

2.6.3 Potencial da unidade motora

Quando um impulso chega até a placa motora, se propaga pela fibra uma onda contrátil que dá lugar a uma breve contração seguida de um rápido e completo relaxamento. Este processo dura desde milissegundos até 0,2 s dependendo do tipo de fibra (rápida ou lenta). Durante a contração, gera-se um minúsculo potencial elétrico que dura 1, 2 ou até 4 milissegundos e se dissipa pelos tecidos circunvizinhos. Como não são todas as fibras da unidade que se contraem exatamente ao mesmo tempo (algumas apresentam um retardo de alguns milissegundos), o potencial que se desenvolve na contração de uma unidade motora se prolonga de 5 a 12 ms. O resultado da contração de uma unidade motora é uma descarga

elétrica com duração média de 9 ms e uma amplitude total medida em milivolts (mV) com eletrodos de agulha. Com eletrodos de superfície as durações se prolongam porque os potenciais se interpolam e arredondam.

A maioria dos potenciais de uma unidade motora estão próximos de 500 mV. Quando observados num osciloscópio ou outro dispositivo similar possuem formato de um triângulo e podem ser bifásica ou trifásica. Quanto maior o potencial registrado, maior a unidade motora que o gerou. Porém no tamanho final intervêm fatores que complicam o traçado, como a distância entre os eletrodos e a unidade, o tipo de eletrodo e o equipamento empregado. Embora o potencial da unidade motora seja relativamente curto, o tempo mecânico de resposta é alto, dependendo da fibra requisitada. Até as unidades de fibras rápidas têm uma contração várias vezes mais prolongada do que o potencial que acompanha esta. As unidades motoras lentas podem demorar até um décimo de segundo ou mais para relaxar-se após cada contração.

2.6.4 A Eletromiografia e a fadiga muscular

A eletromiografia, utilizada amplamente no estudo do comportamento neuromuscular, representando uma ferramenta muito valiosa nos campos das ciências médicas e biológicas, quando utilizada corretamente e após identificadas as suas limitações. O campo de atuação envolvendo diversas áreas do conhecimento humano é instrumentação de processamento de sinais e de abordagens clínicas inerentes à natureza do ser humano. Conforme Gerleman e Cook (1989), relacionar o sinal eletromiográfico ao músculo fadigado corresponde a uma das três principais classes de investigação em eletromiografia. As outras duas são: revelar a relação entre o aspecto temporal do sinal eletromiográfico e o movimento anatômico e associar o sinal eletromiográfico à produção de força.

Contudo, o conceito de fadiga muscular como explorado nesta tese não é único na comunidade científica. Hagberg (1981) define fadiga como o momento no qual o músculo não consegue mais manter a sua capacidade de suportar uma atividade exaustiva. Já considerando Vollestad (1988) ocorre a distinção da fadiga e da exaustão, definindo-se como a redução na capacidade máxima de gerar força ou potência, e exaustão corresponde ao ponto no qual a força requerida ou a intensidade do exercício não pode mais ser mantida.

Deluca (1984) diferencia a fadiga muscular no ponto de falha ou quebra. A fadiga é descrita como um processo dependente do tempo (uma função temporal), que ocorre com a manutenção de substancial contração muscular e inalterada performance mecânica. O ponto

de quebra ou falha foi definido com o ponto no qual a força muscular inicialmente gerada não foi sustentada. Complementando a definição operacional de fadiga muscular, Bonato (1997) associa a fadiga do músculo a um fenômeno contínuo que se inicia quase que simultaneamente à contração muscular.

Chaffin (2001) descreveu o usual conceito de fadiga muscular localizada que se origina em uma região muscular definida, submetida a uma atividade física intensa. Ele mostrou que a ação muscular de baixa intensidade pode gerar a fadiga, e em contrações isométricas, em torno de 10% da máxima contração voluntária (CMV), é suficiente para gerar a fadiga. A identificação de padrões associados à fadiga muscular localizada em atividades dinâmicas com o uso de eletromiografia de superfície corresponde a uma importante área de investigação da fisiologia do sistema motor.

Molinari (2006) traz a técnica de aplicabilidade da eletromiografia em contrações dinâmicas. Foram avaliados os músculos vasto lateral e vasto medial em experimentos realizados com uma máquina isocinética, limitando a flexão do joelho entre 100 e 180° com velocidade de 60 °/s. Conforme apresentado por Marcelino (2006) pesquisas vêm confirmando assinaturas espectrais e temporais da fadiga muscular nas contrações musculares isométricas, que são as contrações conhecidas por não apresentarem modificação no comprimento do músculo. Conforme a Figura 4, a referida assinatura espectral encontra-se normalmente relacionada ao aumento da potência do sinal eletromiográfico nas baixas frequências quando comparada às altas frequências.

Complementando, Christensen *et al.* (1995) afirmaram ainda que o valor da raiz média quadrática (RMS) e da frequência da potência mediana (FPMd), dois conhecidos e clássicos observadores matemáticos de fadiga muscular, possuem valores crescentes e decrescentes para condições do tipo isométrica.

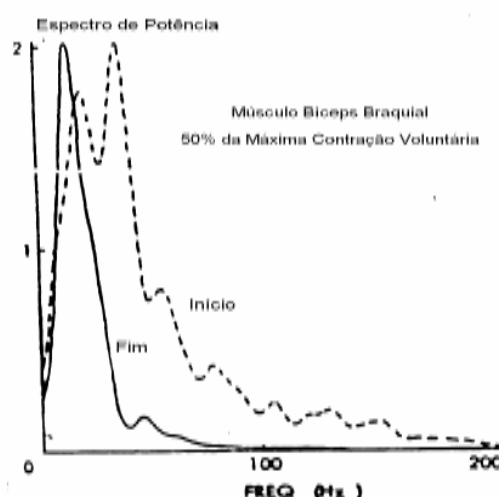


FIGURA 4 – EXEMPLO DE ESPECTRO DE POTÊNCIA DO INÍCIO E FIM DE UM EXPERIMENTO COM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA FATIGANTE. (CHRISTENSEN *et al.*, 1995)

Outros estudos apontam a instalação de fadiga muscular de acordo com a elevação do espectro de potência e o deslocamento até baixas frequências. (ERFANIAN *et al.*, 1994; MORITANI *et al.*, 1986) Em contrações não isométricas, segundo Marcelino (2006), é naturalmente esperado que alguns dos fatores causativos, intermediários e determinísticos apresentados por Deluca (1997) revelem uma dinâmica que dificulta o reconhecimento de padrões. Nesse sentido, ainda não existe consenso na comunidade científica sobre a possibilidade de padrões eletromiográficos associados à fadiga muscular em contrações dinâmicas.

Ng e Richardson (1996) analisaram a confiabilidade (no dia e entre os dias de teste) da eletromiografia e dos valores espectrais para medir a taxa de fadiga dos músculos lombares, sustentando a posição de extensão do tronco por 60 segundos, indicando que a análise da espectral dos músculos do tronco pode ser um método fidedigno para medir a fadiga dos músculos lombares .

2.7 OMBRO DOLOROSO E LESÕES

No ombro, a articulação glenoumeral quase nunca é envolvida individualmente. Existem condições que podem provocar sintomas, como a artrite reumatóide, a artrite séptica e a artrite tuberculóide. Mas a articulação acromioclavicular pode apresentar artrite degenerativa que apresenta hipersensibilidade, enrijecimento e crepitação ao exame.

Segundo Mendes (1995), a fonte dos sintomas pode estar na estrutura periarticular, devido à inserção musculotendinosa do manguito rotador, da bolsa subacromial ou da cabeça longa do bíceps. A dificuldade de realizar o diagnóstico exato da fonte da dor deve-se ao fato da anatomia da região do ombro. Ele comenta que a bolsa subacromial fica abaixo do músculo deltóide; o assoalho da bolsa subacromial é contínuo com tecido fibroso da inserção musculotendinosa do manguito rotador; anteriormente, a cabeça longa do tendão do bíceps se origina do tecido fibroso da cápsula. Dessa forma, um simples tendão ou estrutura pode ser sede dos sintomas; freqüentemente, vários tecidos contínuos são envolvidos, particularmente na capsulite adesiva, que pode ser considerada como processo final de alguma condição dolorosa que imobiliza tais estruturas.

Se os sintomas de dor se produzirem quando o ombro estiver em 90° de abdução, é provável que o diagnóstico seja de síndrome do manguito rotador e capsulite adesiva. Na prática não há distinção entre tendinite e bursite, pois a bolsa subacromial faz parte da inserção fibrosa do tendão supra-espinhoso. Por ocasião da invasão da cápsula por parte da inflamação, dor e sensibilidade ocorrerão no braço e antebraço. A bursite é uma evolução da tendinite do supra-espinhoso e pode atingir as estruturas ósseas deixando o ombro imóvel. A bursite crônica ou a tendinite manifesta-se com dor intermitente do ombro. O paciente pode sentir dor ao acordar e esta pode ser desencadeada por alguns movimentos (MENDES 1995).

Quando o indivíduo eleva seguidamente o ombro acima dos 90° têm em geral dor na região de ombro que constitui a Síndrome do Impacto de Ombro. Esta pode ser definida, segundo Sluiter *et al.* (2000) como irritação das estruturas no espaço subacromial, conseqüente de uma redução ou da vascularização e processo degenerativo, causado pelos músculos do manguito rotador, tendão da porção longa do bíceps braquial e a bursa subacromial.

Dentre as estruturas anatômicas acometidas pelas LER/DORT, conforme mostra está a do ombro. Nessa região localizam-se cargas originadas pelos músculos enquanto realizam movimentos em suas atividades diárias. As articulações conseguem suportar grande quantidade de cargas, embora seja simples o movimento realizado.

Ao se elevar o membro superior para apanhar um objeto é gerada uma carga sobre os tendões do manguito dos músculos rotadores do ombro nove vezes o peso da extremidade (MORREY e KAY-NAN, 1990), ou seja, aproximadamente 40 kg para uma pessoa de 70 kg de peso e de tamanho médio. Essa capacidade de suportar cargas por parte das articulações está na composição das alavancas ósseas que compõem os membros.

Ao ocorrerem desequilíbrios entre os grupos musculares responsáveis pelos movimentos, que ocasionam bursites e tendinites do ombro, as forças produzem alterações importantes nos tendões e cápsulas articulares que possivelmente serão lesionadas como decorrentes de esforços adicionais. Estudos realizados por Raymundo *et al.* (2005), em espécimes de tendões de cabeça longa do músculo bíceps do braço, tinham como objetivo investigar as alterações microscópicas das fibras tendíneas em tendões que fossem normais no ponto de vista macroscópico.

O tendão da cabeça longa do músculo bíceps do braço tem a função de estabilizar a cabeça do úmero de modo especial na elevação do membro superior e no decorrer da supinação do antebraço (KUMAR e MITAL, 1996). A escolha desse tendão foi priorizada, uma vez que mesmo na ação dos movimentos normais diários, as cargas que nele incidem são grandes e é comum que seja acometido por tendinites do bíceps, que é parte do sistema LER/DORT. Kumar *et al.* (1989) mostrou que as patologias, nos indivíduos jovens, tiveram maior frequência na inserção proximal do tendão, distante da região submetida ao atrito contra as estruturas ósseas. Nos indivíduos com mais de 40 anos as lesões se localizavam na porção distal dos tendões, justapostas à corredeira bicipital e, com frequência menor, na inserção tendínea proximal que, nos jovens, era mais frequente. Os resultados do estudo indicaram dois aspectos interessantes: que há limite individual de recuperação tissular e que a progressão das lesões tendíneas são passíveis de reversão.

Com base em seu estudo, Nicoletti (1990) afirma que o fato de muitas pessoas, que tinham sintomas dolorosos do ombro, não melhorarem com tratamento conservador, está relacionado à existência de alterações morfológicas do complexo cápsulo-ligamentar glenoumeral que deixam mecanicamente instável a articulação. O autor supõe que a ausência simultânea de ligamentos glenoumerais médio e inferior deixa a articulação glenoumeral mais instável do que nas situações em há que somente um dos ligamentos. Propõem, portanto, a classificação artroscópica da estabilidade glenoumeral oculta, aplicável para os ombros que, mesmo que não tenham sinais clínicos de instabilidade, apresentam defeitos do sistema de estabilização glenoumeral passivo, que tornam a articulação glenoumeral potencialmente instável, e pode sobrecarregar os tendões do manguito rotador.

Lech *et al.* (1998, p. 165) citam a tendinite ou síndrome do impacto de ombro como patologia que envolve muitas outras de ombro. Estas são as causas mais importantes das queixas nos ambulatórios de doenças do trabalho e a segunda, após a dor lombar, na ortopedia. Malone *et al.* (1995) unem à Síndrome do Impacto a Patologia do Manguito

Rotador, denominada tensão repetitiva dos músculos que causa um processo inflamatório, mas sem impacto mecânico.

Lech *et al.* (1998) afirmam que a Patologia do Manguito Rotador é ocasionada por movimentos repetitivos em tarefas que requerem elevação dos braços acima de 90⁰, pois podem produzir atrito e degenerar o manguito rotador, devido ao impacto ocorrente entre a grande tuberosidade do úmero contra a porção ântero-inferior do acrômio, ligamento córacio-acromial, articulação acromioclavicular e processo coracóide.

Ao realizarem estudos respectivos à Síndrome do Impacto no Ombro em trabalhadores de um abatedouro e de uma indústria química, no período de 1986 e 1993, Frost e Andersen (1999) concluíram que a elevação repetitiva do braço causa compressão e diminuição do fluxo sanguíneo no músculo supraespinhal, uma vez que o impacto desta estrutura contra a superfície inferior do acrômio provoca tendinite, degeneração e eventual ruptura parcial ou total do tendão do músculo, que causa o aumento da dor local e a redução da amplitude de movimento e da força do ombro. A prevenção da patologia é indicada pelos autores pela redução do tempo de exposição aos fatores de risco, de modo especial nas atividades que exigem combinação de força, repetitividade e sustentação do braço elevado.

2.8 PROBLEMA DE PESQUISA

Na fase preliminar dos estudos, fez-se necessário verificar as diversas situações de trabalho do ponto de vista ergonômico e que possivelmente forneceriam um dispêndio biomecânico direcionado à região escolhida do trabalhador.

Dentre as atividades encontradas foram selecionadas situações que forneciam um grau moderado de esforço para a região dos ombros. Desta forma, ao analisar estas atividades com sobrecarga considerável para a região e, conhecendo as queixas populacionais frente às dores nos ombros, assim como os possíveis diagnósticos firmados em um exame de imagem convencional, definiu-se como problema a não existência de faixas de normalidade de imagens infravermelhas normalizadas nas indústrias, que possam ser comparadas com trabalhadores que possuam alguma lesão em ombros. Também foi apontado como problema a não existência de comparação entre os achados diagnósticos de imagem, como a ressonância magnética, e uma comparação de resultados fornecidos por outro equipamento de captação superficial, neste caso o eletromiógrafo de superfície. A imagem infravermelha coletada durante o período de trabalho também não foi comparada, em sua amostra adimensionalizada, durante as diversas horas de trabalho.

2.9 HIPÓTESE DE PESQUISA

As Hipóteses definidas para o trabalho são direcionadas dentro do contexto das propostas iniciais como:

- procedimentos corretos de coleta de imagens infravermelhas e eletromiografia podem comprovar o diagnóstico proposto pela ressonância magnética.
- o fator idade do grupo de trabalho é contributivo para os resultados.
- os volumes de produção e tipos de produtos a serem compostos definidos previamente podem alterar os dados e os resultados das coletas de dados.
- a imagem infravermelha normalizada fornece diferenciação entre trabalhadores que apresentam lesões e trabalhadores normais.
- levando em consideração os achados diagnósticos de imagem, a comparação entre eletromiógrafo e imagem infravermelha permitirá acompanhamento de uma tendência a um certo grau de fadiga muscular ou redução da frequência muscular e aumento da temperatura.
- o trabalho realizado, com mesmo padrão de atividades, com a mesma condição ergonômica, mostrará uma tendência a um aumento do números absoluto de temperatura corporal adimensionalizada e dos níveis de potencial de ação muscular, neste caso mensurando a frequência em Hz.

2.10 OBJETIVOS

O Objetivo Geral da Tese é avaliar mediante a coleta de imagens infravermelhas, o uso de uma metodologia de normalização de leituras de temperatura na superfície corporal em trabalhadores e correlacionar com outros métodos de captação superficial como a eletromiografia e um método consagrado no meio científico, i.e. a Ressonância Magnética.

2.10.1 Objetivos Específicos

Para atingir o objetivo geral da tese foram definidos os seguintes objetivos específicos:

- a) utilizar a metodologia de normalização de leituras de temperatura na superfície corporal para diagnóstico de doenças, considerando a influência das condições ambientais e do metabolismo do indivíduo, provendo medições normalizadas para qualquer localização geográfica;
- b) utilizar um grupo de temperatura adimensional apropriado como índice quantitativo para análise do campo de temperatura da superfície corporal;
- c) validar experimentalmente a metodologia desenvolvida através da comparação entre as medições experimentais realizadas com a nova metodologia e com técnicas de diagnóstico e monitorização tradicionais na Medicina (eletromiografia de superfície e ressonância magnética), para os casos patológicos de lesões em ombro, neste caso a tendinite de supra espinhoso, selecionados;
- d) para diagnóstico de doenças, com amostras apropriadas, definir faixas de normalidade quantitativas, como ilustração do potencial de aplicação universal do método desenvolvido.
- e) buscar através dos sistemas de captação superficial, dados que podem indicar ou não uma causalidade das queixas .
- f) realizar comparativo entre os indivíduos sem queixas osteomusculares expostos às condições de trabalho, cuja ação biomecânica do trabalho tenha causalidade com possíveis

problemas nos ombros, aos indivíduos com lesões no ombro diagnosticados pela Ressonância Magnética. Os métodos de termografia e eletromiografia foram abordados neste comparativo.

g) criar Metodologia específica para utilização dos termógrafos em indústrias, especificamente em postos de trabalho com ergonomia não adequada.

Dentre os desafios para execução deste trabalho estão as questões de normalização de leituras de temperatura na superfície corporal considerando a influência das condições ambientais e do metabolismo do indivíduo e a definição de um grupo de temperatura adimensional apropriado como índice quantitativo para análise do campo de temperatura da superfície corporal.

O ineditismo deste estudo está na necessidade de definir meios diagnósticos alternativos, neste caso a termografia e eletromiografia de superfície, como apoiadores (ou até independentes) de diagnósticos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para a correlação entre os meios de captação superficial, esta pesquisa foi dividida nas seguintes fases:

FASE 1: Verificação das condições de trabalho e situações ergonômicas impostas a um grupo específico de trabalhadores, assim como definição da população a ser estudada.

FASE 2: Entrevistas com trabalhadores e avaliação clínica dos mesmos buscando achados diagnósticos de imagem através da Ressonância Magnética. Nesta fase são definidos os indivíduos que apresentam queixa durante a realização da atividade e os considerados normais (grupo controle).

FASE 3: Mensuração dos dados relativos à Termografia ou Imagens Infravermelhas durante um dia de trabalho.

FASE 4: Mensuração dos dados relativos à Eletromiografia de Superfície durante um dia de trabalho.

FASE 5: Comparativo de dados dos meios de captação superficial e correlação dos resultados.

3.1 MONTAGEM DOS EXPERIMENTOS

3.1.1 Condições Ergonômicas de trabalho

Para avaliação ergonômica da atividade foi realizada uma avaliação quantitativa de tempo de exposição biomecânica dos voluntários frente às atividades desenvolvidas nos postos de trabalho. Os movimentos a serem avaliados do ponto de vista ergonômico que apresentam conexão biomecânica para lesões em ombros são os de abdução de membros superiores acima de 45° conforme figura 5 e elevação de membros superiores acima de 90° conforme figura 6.

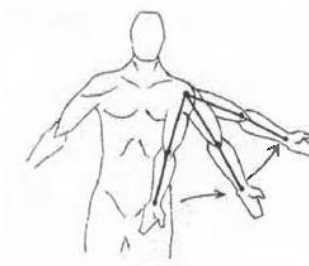


FIGURA 5 – ABDUÇÃO ACIMA DE 45°



FIGURA 6 – ELEVAÇÃO ACIMA 90°

O tempo de exposição correspondente a mais que 30 % do tempo de ciclo apresenta um dispêndio energético e biomecânico conforme apontado por Lopes (2004). Desta maneira entende-se como alta a incidência ergonômica para o posto de trabalho.

Uma correlação importante entre atividade versus postura e força corporal vem da observação e conclusão subjetiva da ergonomia do posto de trabalho. Para o caso específico em estudo há sobrecarga muscular e possíveis posturas inadequadas para os ombros, devido à necessidade de movimentação destas estruturas durante a realização da atividade e trabalho com alicates/pinças de solda.

3.1.2 A atividade

Uma das atividades direcionadas nas indústrias metalúrgicas é a realização da atividade de solda utilizando alicates como ferramenta principal. Devido às exigências estruturais da peça, durante a realização da atividade, o conjunto ferramenta e trabalhador pode não apresentar uma sintonia adequada. A atividade consiste em realizar pontos de solda, fixando chapas de metal umas às outras através da utilização dos alicates de solda.

A Sequência de trabalho é traduzida da seguinte forma: a) Dispor peças de metal nas bancadas de solda; b) Pressionar as botoeiras de fixação para fechamento da bancada de solda; c) Movimentar o alicate de solda próximo à peça e aos pontos a serem executados; d) Executar a solda utilizando o gatilho dos alicates de solda; e) Executar o número específico de pontos de solda de acordo com descrição de instruções de trabalho; f) Dispor o alicate de solda na haste de fixação; g) Pressionar as botoeira para abertura da bancada de solda; h) Dispor a peça de trabalho em outra bancada com peças já acabadas.

3.1.3 O posto de trabalho

O posto de trabalho estudado consiste em uma bancada de apoio à peça que será soldada, denominado estação de trabalho. Esta estação possui sistemas de exaustão e dispositivos pneumáticos para fixação da peça. No processo de trabalho direcionado neste estudo às situações da empresa metalúrgica são como às citadas por Lopes (2004). Existem constantes aprimoramentos ergonômicos e melhorias realizadas. A escolha do posto ocorreu principalmente devido à realização ativa de movimentos com membros superiores e número de pontos de solda médio de 15 por posto de trabalho. Foram avaliadas as atividades em 15 postos de trabalho conforme Tabela 1. Os postos apresentaram a sequência de atividades propostas pela engenharia de processo e atenderam ao requisito de movimentação ativa de membros superiores. As soldas ponto 1, 2 e 3 indicadas na tabela 1 correspondem às sequências de solda adotadas durante a realização da atividade e não incidiram sobre diferenciação do método de trabalho.

TABELA 1 – LISTA DE POSTOS A SEREM ESTUDADOS

Estação 1 a 5	Solda PONTO 1
Estação 6 a 10	Solda PONTO 2
Estação 10 a 17	Solda PONTO 3

3.1.4 A ferramenta de Trabalho

As ferramentas de trabalho para a realização de solda são denominadas alicates ou pinças de solda conforme apresentado na figura 7. Os alicates de solda são suspensos por balancins para facilitar a sua movimentação e se deslocam em trilhos denominados KBK's conforme apresentado na figura 8.

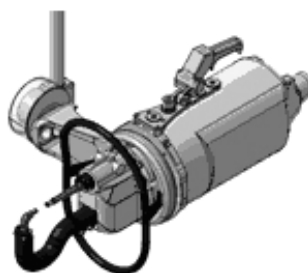


FIGURA 7– MODELO DE PINÇA DE SOLDA

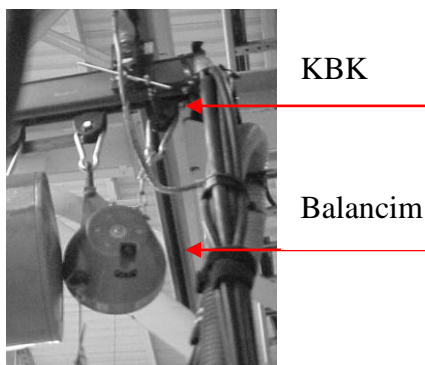


FIGURA 8– KBK E BALACIM DE SUSTENÇÃO ALICATE SOLDA

Outro item importante a ser avaliado na ferramenta de trabalho consiste nas manoplas de acionamento de solda localizados normalmente na região superior do alicate. Estas manoplas possuem várias regulagens conforme determinação do fabricante que facilitam a realização da atividade mostrando uma redução do dispêndio biomecânico (figura 9)



FIGURA 9– GATILHOS DOS ALICATES DE SOLDA

3.2 EQUIPAMENTOS

Conforme apontado nos itens iniciais da proposta metodológica dos casos de postos de trabalho existentes, os equipamentos que podem fornecer dados de captação superficial são o eletromiógrafo de superfície e a câmera infravermelha.

Para verificação da distribuição de temperatura real foi utilizada uma câmera SAT (figura 10) S160 para detecção da imagem infravermelha. Esta possui um detector do tipo “*Uncooled focal plane*” que atua na faixa espectral de ondas eletromagnéticas entre 7,5 e 14

μm , o que corresponde à faixa do infravermelho distante (FIR) para estudo nas faixas de temperatura de $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $+350\text{ }^{\circ}\text{C}$. Sua resolução térmica é de $0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$.

O equipamento permite obter imagens com resolução espacial (IFOV) de 1,4 mrad, para visualização de pontos quentes de 1,4 mm até 1 m, com lente padrão. Desta maneira foi definido a distância da câmera ao paciente como aproximadamente 1 m, com angulação de 90° . O número de pixels por imagem, isto é, pontos térmicos calibrados, é de 19200. A câmera utilizada foi calibrada antes do início do estudo em laboratório especializado conforme critérios NIST (2010) com fontes de referência seguras, garantindo assim uniformidade nas imagens com correção dos limites ópticos, alta precisão, estabilidade e evitando flutuações de temperatura e efeito de inundação na imagem.

Os voluntários foram aclimatizados por um período de 12 minutos antes da coleta de dados na mesma sala da coleta.



FIGURA 10 – CÂMERA INFRAVERMELHA SAT

O sinal eletromiográfico adquirido foi condicionado por um amplificador diferencial bipolar, utilizando-se um eletromiógrafo com quatro canais (figura 11), com eletrodos de prata com 1mm de altura e 10 mm de largura distanciados 20 mm um do outro, encapsulados em um molde de poliuretano que apresenta um controle de temperatura eficiente. Os eletrodos apresentam uma pré amplificação com ganho de 10 vezes e o amplificador foi ajustado para um ganho de 100 vezes (um ganho total de aproximadamente 1000 vezes). O eletromiógrafo (Myotec[®] Miotol) operou com filtro passa-banda de 20 a 450 Hz. A frequência de amostragem foi de 1000 Hz, controladas por um *software* de aquisição de dados (SAD32[®]).



FIGURA 11 – ELETROMIÓGRAFO DE SUPERFÍCIE

3.3 INSTRUMENTAÇÃO E CONTROLE

3.3.1 Os grupos de trabalho

A definição dos grupos de trabalho consistiu inicialmente em atender algumas restrições da própria pesquisa. Existem restrições adotadas aos funcionários pois conforme citado na revisão bibliográfica alguns fatores podem gerar interferências como, por exemplo, o conhecimento de todas as atividades e experiência do trabalhador na empresa.

Quando o trabalhador tem conhecimento técnico sobre a maioria das atividades, o trabalho flui mais facilmente, assim um dos quesitos adotados foi a experiência dos trabalhadores de pelo menos um ano realizando a atividade além do conhecimento técnico estendido a todos os postos de trabalho do grupo. Um dos critérios adotados para esta pesquisa foi a escolha de locais com ciclo curto de trabalho, máximo de 90 s, desta forma os itens repetitividade e esforço estático podem estar presentes e a observação dos dados de fadiga muscular tende a se tornar mais fácil. A idade média foi de trabalhadores com faixa entre 25 e 39 anos, visto que idades avançadas podem alterar os testes. Outro critério fundamental foi a não utilização de atletas profissionais, os quais apresentam resistência cardiovascular e condicionamento físico em geral maior que os indivíduos não praticantes de esportes. Assim esta fase da pesquisa compreendeu na escolha deste grupo de trabalhadores, através de uma sequência de avaliações clínicas e entrevistas, que deram um direcionamento sobre possíveis lesões e queixas na população estudada.

Foram avaliados 13 voluntários, sendo destes 5 diagnosticados e 8 saudáveis. Todos os pacientes e voluntários saudáveis que participaram deste estudo assinaram termo de consentimento e foram instruídos sobre a confidencialidade dos dados.

3.3.2 Avaliação Clínica

A avaliação foi conduzida pelo médico e fisioterapeuta definindo assim o exame clínico e confirmação do exame diagnóstico através da Ressonância Magnética para ombro. Os dois grupos de trabalho realizavam as mesmas atividades durante pelo menos um ano, determinando assim os critérios de experiência e auxiliando o exame clínico dos profissionais. A avaliação de queixa foi direcionada através de entrevista subjetiva, aonde o trabalhador relata qual nível de dor está sentindo. A avaliação clínica e a confirmação diagnóstica dada pelo médico e o diagnóstico funcional muscular dado pelo fisioterapeuta foi direcionada para ombros através de protocolo específico da empresa. Desta forma foram definidas as limitações de amplitude de movimento e graus de força muscular que os trabalhadores diagnosticados apresentaram.

Para testes específicos de lesão no ombro foram realizados movimentos de abdução dos ombros com flexão leve e úmero com leve rotação. Movimentos associados de abdução e rotação interna da articulação do ombro também puderam identificar pontos de dores, principalmente em tendão do músculo supra-espinhoso.

Nesta escolha dos pacientes para a realização do o exame termográfico foi realizada uma explicação do procedimento e abordagem clínica. O autor e examinador realizou os seguintes procedimentos:

- explicou porque o exame infravermelho estava sendo realizado no paciente, tomando-se cuidado para assegurar que o mesmo estivesse entendendo a necessidade do mesmo e assinasse o termo de consentimento.
- levantou os dados pré-diagnósticos, de tratamento ou prognóstico relatados pelo médico de origem do paciente.

Além do preparo do paciente foi realizada uma inspeção da pele a ser examinada procurando excluir inúmeras causas possíveis de erros de interpretação como: presença de dobras cutâneas, elevações, depressões, vasos superficiais (varizes), regiões de pressão, feridas, inflamações locais, picadas de inseto e lesões cutâneas (espinhas, úlceras, crostas etc) e hematomas.

3.4 AQUISIÇÃO DE DADOS

3.4.1 Dados relativos à imagem infravermelha

A coleta das imagens em infravermelho foi feita durante três dias de trabalho dos pacientes e voluntários. Para a coleta foi utilizada uma sala com ambiente controlado de temperatura entre 22 ± 0.5 °C e 23 ± 0.5 °C próxima ao local de trabalho, facilitando assim a saída do posto de trabalho para a realização das fotos. A sala encontra-se a dez metros dos postos de trabalho, não permitindo assim que o trabalhador sofra com possíveis alterações bruscas de temperatura. A sala apresentava umidade relativa do ar abaixo de 55% e controle de ar inferior a 0,2 m/s minimizando perda de calor. A sala permaneceu fechada durante todo o período de coleta de dados e, por se tratar de um ambiente fechado dentro do próprio local de trabalho não apresentou exposições ao tempo externo (sol, chuva, frio).

Para o acompanhamento termográfico individual durante toda a jornada de trabalho foram realizadas coletas termográficas na seguinte sequência:

- a) após 20 min de realização da atividade;
- b) após 1 h de realização da atividade;
- c) após 2 h de realização da atividade;
- d) após 3 h de realização da atividade;
- e) no final do turno de trabalho (2 h após o almoço).

3.4.1.1 *Posicionamento do paciente e captura de imagens*

O registro nas posições padronizadas seguiu o utilizado por Brioschi (2003) baseado no protocolo de exame padrão para cada segmento analisado conforme descrito por Uematsu *et al.* (1988), que divide a superfície corporal em 40 segmentos sensórios aproximando-se das áreas de inervação dos nervos periféricos principais e segmentos espinhais. Assim, foi necessária a captura de múltiplas imagens térmicas com o paciente em posição anatômica na área de interesse, neste caso os ombros. Os dados e todas as imagens obtidas durante o exame infravermelho foram revisados para assegurar de que fora realizado uma avaliação completa.

3.4.1.2 Interpretação diagnóstica

A avaliação quantitativa foi feita utilizando-se a média de temperatura dos dados térmicos da região de interesse (ROI). Estes parâmetros foram normalizados em relação ao ombro não lesionado. A temperatura foi considerada fidedigna e reprodutível, e não afetada pela doença em questão por causa da adimensionalização realizada. (VARGAS *et al.*, 2009). Por meio de análise de gradientes conjugados foi analisada a diferença de temperatura normalizada (ΔT ou parâmetro de assimetria) em relação ao lado contralateral (θ).

3.4.2 COLETA DE DADOS RELATIVOS AO ELETROMIOGRAFO DE SUPERFÍCIE EM AMBIENTE DE TRABALHO SIMULADO

Foram realizadas coletas de dados no ambiente simulado de trabalho. Para o eletromiógrafo de superfície os potenciais de ação apresentados nos músculos estudados foram observados nos pontos simulados de imposição biomecânica no posto de trabalho. Como o eletromiógrafo de superfície permite estimar o grau de recrutamento de fibras de um músculo frente à realização de uma determinada tarefa, o comparativo dos graus de recrutamento em ambientes controlados e cargas reais de trabalho devem demonstrar as reais condições da musculatura lesionada.

Para realizar a coleta de dados o eletrodo foi disposto na região do ombro de acordo com a figura 12 buscando o recrutamento da musculatura deltóide cuja origem está na borda anterior, face superior e 1/3 da face lateral da clavícula. Conforme estudado por Sullivan (1989), Schipplein *et al.* (1990), Winters e Woo (1990) e Gonçalves (1998) o deltóide realiza abdução, flexão e rotação do ombro, a disposição dos eletrodos permitiu simular a realização da atividade durante o levantamento manual de carga

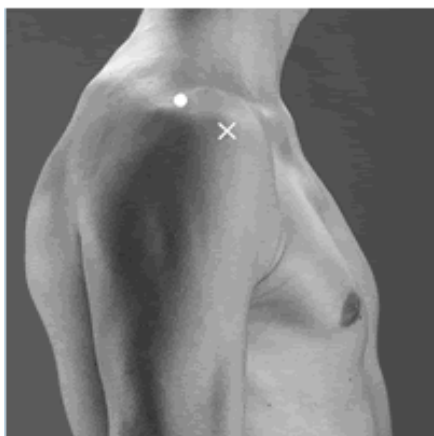


FIGURA12 – DISPOSIÇÃO DO ELETRODO.SENIAM 1997

Dentro desta metodologia, uma ferramenta utilizada para a análise da fadiga muscular foi a análise espectral (GONÇALVES, 2001) cujo objetivo foi interpretar o comportamento das unidades motoras frente a tarefas repetitivas e principalmente aqueles que envolveram contrações isométricas. Uma das principais características desse comportamento foi a diminuição da frequência de disparo a qual pode ser representada pela frequência média (VAN DIËËN, 1993), mas de uma forma mais evidente através da frequência mediana do registro eletromiográfico (CARDOZO *et al.*, 2001).

Um dos protocolos desenvolvidos com o objetivo de identificar a fadiga, foi o desenvolvido por Devries *et al.* (1982) e aplicado em diversos estudos por Vitasalo *et al.* (1985); Matsumoto *et al.* (1991); Moritani *et al.* (1993); Pavlat *et al.* (1995); Gonçalves (2000); Denadai *et al.* (2001); Gonçalves e Da Silva (2001); Gonçalves (2001) e Cardozo *et al.* (2001) nos quais a maioria reproduz um comportamento crescente do sinal EMG em função do tempo.

Tendo em vista os estudos desejados foi projetado para a coleta a simulação de levantamento de carga pelo período de 1 min e acompanhamento da evolução da fadiga nos períodos subsequentes de coleta. Para diminuir as possíveis interferências na passagem do estímulo foi realizada, anteriormente à colocação dos eletrodos, a limpeza da pele com álcool sobre os músculos estudados. Em cada registro obteve-se o valor de RMS (*root mean square*) de cada músculo, entre o tempo inicial e o final do movimento, no intuito de poder observar o desenvolvimento do processo de fadiga muscular através da correlação do valor da RMS com o tempo.

A normalização do sinal eletromiográfico foi realizada pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM=100%) realizada antes do início do teste. Cada indivíduo realizou ao menos 2 ciclos, com 1 min de monitoramento. Em cada fase foram selecionados os períodos de início e final do tempo realizado para identificação da frequência mediana inicial e final.

Os indivíduos sadios e diagnosticados assim foram estudados em dia posterior à realização da coleta de dados termográficos, completando mais 3 dias de coleta de dados. O músculo estudado foi o deltóide anterior por ser o principal motor de movimentação do ombro na atividade realizada. Foram coletados 2 dados eletromiográficos em um protocolo aplicado. A instrumentação consistiu em utilização do eletromiógrafo (figura 11) e um sistema de digitalização conforme explanado no procedimento metodológico. O protocolo de aquisição consistiu em avaliar os sinais eletromiográficos registrados na máxima capacidade voluntária

com os sujeitos em pé e realizando o levantamento manual de um peso de 3,02 kg (figura 13), simulando desta forma a força inercial aplicada à ferramenta utilizada no local de trabalho.



FIGURA 13 - PESO DE 3,02 kg UTILIZADOS NA PESQUISA

Para mensuração durante a simulação de uma possível fadiga muscular foi estabelecido que o indivíduo deveria levantar pelo período de 1 min o peso, partindo da posição 1 (figura 14) para a posição 2 (Figura 15).

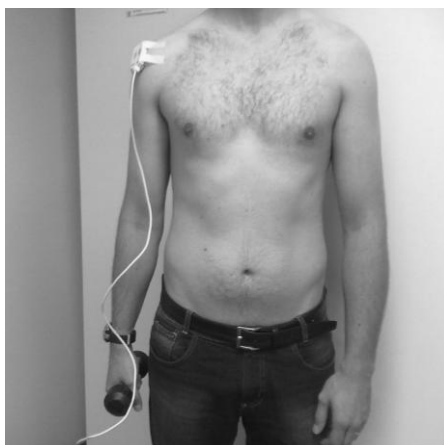


FIGURA 14 - POSIÇÃO 1 PARA AMBIENTE SIMULADO EM EMG



FIGURA 15 - POSIÇÃO 2 PARA AMBIENTE SIMULADO EM EMG

Com esta ação dinâmica e isométrica, foi induzida uma força igual a 100% da máxima capacidade voluntária de movimentação da articulação. A normalização do sinal eletromiográfico foi realizada pela contração isométrica voluntária máxima igual a 100% no tempo de coleta de 20 min no início da jornada de trabalho, controlando desta forma a manutenção da postura do indivíduo nos demais horários de coleta. Por fim foram realizados as coletas nos 8 indivíduos sadios e 5 indivíduos diagnosticados permitindo uma coleta de 130 sinais eletromiográficos.

Entre as técnicas mais comumente aplicadas no processamento eletromiográfico encontram-se o valor RMS e a frequência de potência mediana FPMd. Como salientou Christensen *et al.* (1995) em contrações estáticas ou isométricas, no processo de fadiga, o valor de RMS (*root mean square*) aumenta e o da FPMd diminui. As características envolvidas no protocolo de teste dinâmico relacionam-se com às constatações de Gamet (1993) e Jansen (1997) pois não levaram a um padrão entre os sujeitos. A inclinação negativa da FPMd não foi confirmada no teste estatístico. Contudo, para os sinais eletromiográficos processados deve ser observada uma redução da frequência de potência mediana.

Em contrações não isométricas, segundo Marcelino (2006), é naturalmente esperado que alguns dos fatores causativos, intermediários e determinísticos, apresentados por Deluca (1984), revelem uma dinâmica que dificulta o reconhecimento de padrões. Nesse sentido, ainda não existe consenso na comunidade científica associada à possibilidade de padrões eletromiográficos associados à fadiga muscular em contrações dinâmicas. Desta maneira o protocolo baseou-se na exploração comparativa do dado da frequência da potência mediana.

O estudo do protocolo proposto para a eletromiografia em sua variância dinâmica não consiste em uma solução trivial, a segmentação do sinal eletromiográfico durante a movimentação obedeceu determinadas especificidades como por exemplo garantir a coleta na mesma região muscular proposta. Assim a proposta foi observar a faixa de frequência de potência mediana (FPMd) no início e no final do exercício proposto.

A escolha desta avaliação visa levar em consideração os processos de fadiga muscular conforme apontado por Guyton e Hall (2001) e entra em consonância com Bonato (1997) que realiza a escolha de apenas uma faixa fixa do sinal mioelétrico buscando minimizar efeitos de comprimento muscular e variação de força, não apresentando assim relação com processo de fadiga muscular.

No processo de recepção de dados foi utilizado o software Miograph, que fornece um ambiente de captação de frequências, traduções e normalizações de dados e análises estatística. O ambiente do software é direcionado pela figura 16 e apresenta todos os módulos

possíveis de coleta de dados. Os gráficos e respostas de frequência foram fornecidos automaticamente.

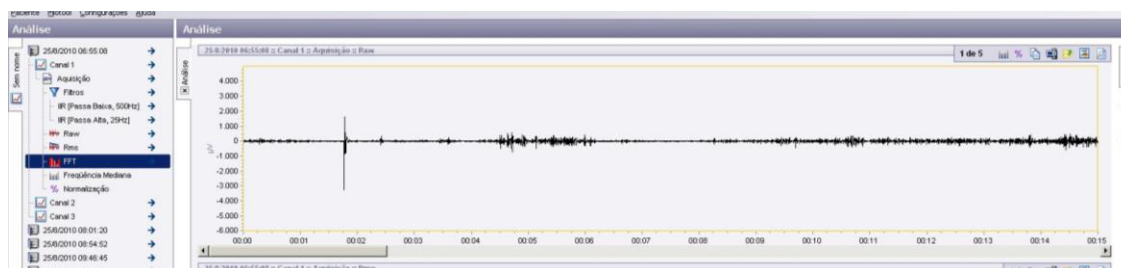


FIGURA 16 – SOFTWARE DE COLETA DE DADOS

Para o cálculo da frequência mediana, foi utilizada a determinação do fabricante do software Miograph 2.0 que reporta que esta determina a fadiga ou não de um músculo. Para este cálculo é necessário selecionar duas ou mais amostras em intervalos de tempo de coleta, no caso desta pesquisa, entre 0 e 60 s.

Após esta seleção os dados são fornecidos automaticamente e a frequência mediana pode ser visualizada em janelas específicas do sistema (figura 17). No procedimento de análise, o sinal eletromiográfico foi observado na janela que corresponde aos 60 seg da realização do protocolo (movimentação ativa de membros superiores com carga de 3,02 kg. O eixo X corresponde ao tempo dinâmico da atividade e o eixo Y corresponde à frequência apontada durante ao processo de movimentação do músculo deltóide.

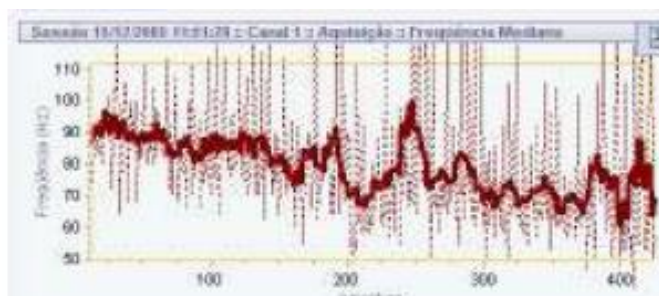


FIGURA 17 – FREQUÊNCIA MEDIANA MENSURADA PELO SOFTWARE MIOGRAPH.

A técnica denominada RMS representa um parâmetro que é comumente usado no estudo da fadiga em contrações isométricas, sendo conhecido como raiz média quadrática, apontado pela equação 6. Este parâmetro é computado sobre cada janela temporal de

observação do sinal eletromiográfico de superfície. O valor RMS de um sinal em tempo contínuo, $f(t)$ aplicado no intervalo $t_1 < t < t_2$, é definido por (6):

O intervalo $t_1 < t < t_2$ define as janelas de tempo consecutivas de 500 ms, ou tempo pré definido pelo usuário.

$$RMS(t_j) = \sqrt{\frac{1}{t_2 - t_1} \cdot \int_{t_1}^{t_2} [f(t)]^2 dt} \quad (6)$$

Outra técnica desenvolvida é conhecida como frequência da potência mediana e consiste em um clássico estimador de fadiga muscular, que tem como base a transformada curta de Fourier. A FPMd é definida como a mediana do estimador clássico do espectro de potência (periodograma de Schuster – PS), correspondendo assim à frequência que divide em áreas iguais de energia o periodograma do sinal eletromiográfico. A equação abaixo descreve matematicamente a FPMd.

$$\int_0^{FPMd} P(\omega) \cdot d\omega = \int_{FPMd}^{\infty} P(\omega) \cdot d\omega = \frac{1}{2} \cdot \int_0^{\infty} P(\omega) \cdot d\omega \quad (7)$$

Na equação (7), $P(\omega)$ é a potencia do sinal e ω é a variável da frequência, sendo que tanto a mediana como a média revelam uma estimativa similar para o deslocamento espectral.

Na análise comparativa entre o RMS e o FPMd obtem-se nos ensaios apresentados nas referências bibliográficas a definição apresentada na figura 18 que indica em um aumento do RMS uma redução da FPMd. Na evolução da coleta de dados eletromiográficos estruturou-se apenas a coleta da frequência da potência mediana para possibilitara comparação ao método de avaliação termográfico. Após a coleta dos dados iniciais e finais o tratamento dos mesmos foi apontado em uma tabela que define o valor absoluto final menos o inicial, representando desta forma a evolução da fadiga muscular no período coletado e durante todo o período de trabalho.

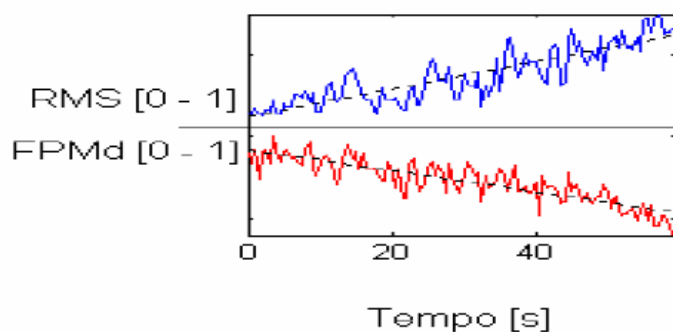


FIGURA 18 – RESPOSTA NORMALIZADA DO VALOR RMS E FPMd EM PROTOCOLO PARA O MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL. (ANDRADE ,2006)

Os sensores foram calibrados de acordo com a especificação do fabricante descrita no manual do software Miograph 2.0. Para calibrar os sensores é necessário inseri-los no calibrador e o software realiza os ajustes necessários (figura 19).



FIGURA 19 – CALIBRADOR E SENSOR MIOTOL

3.5 MÉTODO DOS GRADIENTES CONJUGADOS

O princípio da conservação da energia estabelece que para qualquer intervalo de tempo, a variação de energia de um sistema resulta da troca de energia e massa com o exterior, sendo que a variação de energia do sistema é igual e oposta à variação da energia externa. Considerando que o sistema é a região interna de um indivíduo onde está localizado o processo inflamatório, sua variação de energia é o resultado da troca de massa e energia com o ambiente e o resto do corpo do indivíduo. Assim, como a energia é diretamente relacionada à temperatura, uma metodologia geral para a interpretação das leituras da pele de um indivíduo deve considerar a temperatura ambiente e o metabolismo do indivíduo (VARGAS *et al.*, 2009).

A definição de uma variável adimensional (θ) que combina a temperatura local medida com a temperatura do corpo e a ambiente é interessante pois normaliza a leitura das

temperaturas, independentemente das unidades da medida, da temperatura do corpo ou da ambiente (VARGAS *et al.*, 2009). A interpretação das leituras da câmera infravermelha é feita, portanto, através de uma temperatura adimensional, θ de acordo com equação 8:

$$\theta = \frac{T - T_{\text{ambiente}}}{T_{\text{corpo}} - T_{\text{ambiente}}} \quad (8)$$

Em análise numérica, o método de gradientes conjugados têm despertado muito interesse para a resolução de problemas de minimização sem restrições de grande porte, devido à sua grande vantagem de não precisar guardar qualquer matriz, obtendo com isso um baixo custo computacional segundo Andrade *et al.* (2000); Cunha (2003), comparando gradientes durante a solução do problema matemático. Inspirado nessa metodologia, neste trabalho propõe-se o uso de uma metodologia de gradientes conjugados de temperaturas medidas na superfície corporal, a fim de inferir de forma objetiva diferenças entre a resposta normal esperada da pele e a resposta em presença de alguma anormalidade fisiológica.

A proposta para utilização desta metodologia de gradientes conjugados para análise da imagem infravermelho nesta Tese consiste em:

- a) Definir uma região de análise na superfície corporal do indivíduo, que envolva o ponto de interesse, i.e., a região afetada, conforme mostra a figura 20 em que um círculo define um domínio Ω com relação a dois eixos cartesianos x e y ;

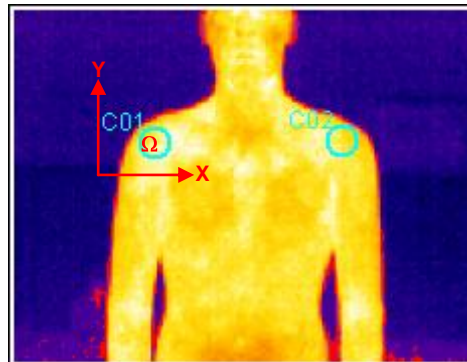


FIGURA 20– REGIÃO AFETADA- C01 E REGIÃO COMPARATIVA- C02.

- b) Cada região apresenta um campo de temperaturas adimensionais, que é função da posição, i.e. $\theta(x, y)$. Utilizando o teorema do valor médio por integrais, a temperatura adimensional média para a região inteira de interesse é avaliada por:

$$\bar{\theta} = \frac{1}{A_{\Omega}} \iint_{\Omega} \theta(x, y) dx dy = \frac{\bar{T} - T_{\text{ambiente}}}{T_{\text{corpo}} - T_{\text{ambiente}}} \quad (9)$$

onde se assume que T_{ambiente} e T_{corpo} permanecem aproximadamente constantes durante as medições.

c) A Equação (9) define a grandeza a ser obtida através das leituras de temperatura da superfície corporal com uma câmara infravermelha por toda a região de interesse.

d) A câmara infravermelho informa a temperatura dimensional média, \bar{T} , e as temperaturas máxima e mínima da região de interesse. Assim, é possível obter $\bar{\theta}$ por um cálculo simples, utilizando a equação 9. A proposta desta metodologia é utilizar a temperatura máxima, θ_{max} , para regiões afetadas e $\bar{\theta}$ para regiões da superfície corporal de aspecto normal. Esta proposta se deve ao fato de terem sido observados gradientes de temperatura significativos em regiões afetadas (com lesão) e temperatura praticamente uniforme em regiões de aspecto normal;

e) A câmara infravermelha mede a radiação refletida pela superfície de análise e transforma essa grandeza em uma leitura de temperatura. Para isso, o instrumento requer a informação do valor da emissividade da superfície. Apesar de Steketee (1973) ter reportado para seres humanos um valor de emissividade de $0,98 \pm 0,01$ na faixa de 3 a 14 μm , outros autores reportaram diferentes valores, e observa-se que mesmo pequenas variações nesse valor podem acarretar erros consideráveis (da ordem de 2 a 3 $^{\circ}\text{C}$) no valor absoluto da temperatura local na superfície em análise (BEJAN, 1993). De fato, nos experimentos iniciais deste trabalho, constatou-se um erro sistemático na medição da temperatura local da pele medida com a câmara (usando $\varepsilon = 0,98$) e sensor de temperatura posicionado diretamente em contato com o mesmo local. Assim, para solucionar o problema, tomou-se a decisão de realizar a análise por gradientes de temperatura entre duas regiões. Desta maneira, o erro sistemático de calibração do instrumento é cancelado e permanece apenas a incerteza da medição de temperatura com o instrumento. Portanto, definindo duas regiões quaisquer, 1 e 2, analisa-se a diferença de temperatura adimensional entre elas, conforme se segue:

$$\Delta\theta = \theta_1 - \theta_2 \quad (10)$$

onde $U_{\Delta\theta}$ é a incerteza da medição, a ser determinada de acordo com metodologia apresentada seção 3.5.1 deste capítulo.

f) Finalmente, com base na simetria bilateral dos seres humanos, espera-se que a temperatura em um ponto qualquer da pele seja muito próxima da temperatura no ponto simétrico em relação ao eixo de simetria do corpo humano. Assim, para uma pele normal, espera-se que $\Delta\theta$ calculado com a Eq. (10) para dois pontos simétricos seja muito próximo de zero. Portanto, espera-se, para um ponto da pele com anomalia fisiológica presente, que $\Delta\theta$ calculado com a Eq. (10) se distancie de zero. Segundo estudos realizados na John Hopkins University por Uematsu (1985) esta diferença é de $0,240 \pm 0,007$ °C.

3.5.1 Análise de incertezas e faixas de normalidade

As incertezas das medições de temperatura realizadas foram calculadas segundo critérios preconizados pela *American Society of Mechanical Engineers, ASME* (1993). A incerteza das medidas de temperatura via infravermelho, U_T , é portanto, obtida por:

$$U_T = \sqrt{P_T^2 + B_T^2}, \quad (11)$$

onde: B_T é o erro intrínseco do equipamento, especificado pelo fabricante, P_T é o limite de precisão das medições, calculado como 2 vezes o desvio padrão de todas as medições realizadas.

Com base na Equação (8), verifica-se que:

$$U_{\Delta\theta} \cong \frac{U_{\Delta T}}{T_{\text{corpo}} - T_{\text{ambiente}}} \quad (12)$$

onde se assume que T_{ambiente} e T_{corpo} permanecem aproximadamente constantes durante as medições. Portanto:

$$U_{\Delta\theta} \cong \frac{P_{\Delta T}}{T_{\text{corpo}} - T_{\text{ambiente}}} = P_{\Delta\theta} = 2\sigma_{\Delta\theta} \quad (13)$$

A região diagnosticada foi considerada como um círculo ao redor da lesão de diâmetro entre 10 e 30 mm conforme apontado em uma lesão média do tendão do supra espinhoso. Nestes casos, faz-se a avaliação de onde se toma o valor da diferença em módulo, pois é indiferente a ordem com que se faz a subtração.

$$\Delta\theta = \left| \theta_{\text{lesão}} - \theta_{\substack{\text{região} \\ \text{simétrica}}} \right| \quad (14)$$

A faixa de normalidade, ou seja, a faixa de temperaturas da pele normal foi calculada assumindo que a população segue uma distribuição normal unimodal simétrica de temperaturas conforme mostra a figura 21. Essa hipótese permite dizer que 95 % dos valores de temperatura encontram-se a uma distância da média inferior a duas vezes o desvio padrão e que 68 % das ocorrências se concentram na área do gráfico demarcada por um desvio padrão à direita e um desvio padrão à esquerda da linha média (figura 18), (LIPSCHUTZ E LIPSON, 2000).

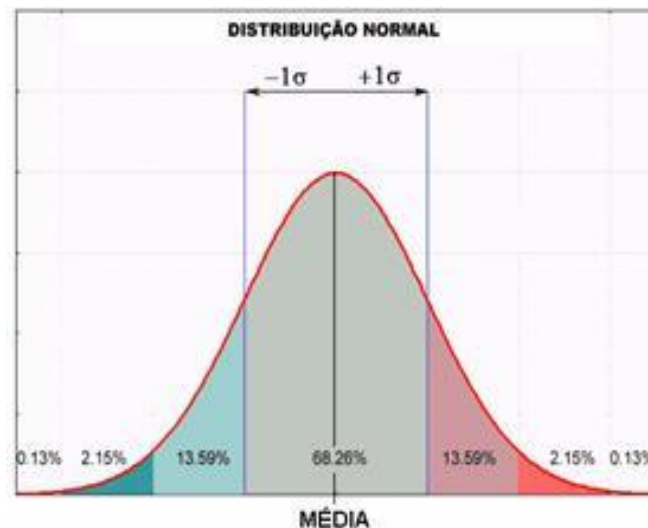


FIGURA 21 - DISTRIBUIÇÃO NORMAL PERFEITA CONFORME DESVIO PADRÃO. (LANA, 1996)

Foram feitos termogramas de 13 indivíduos, dentre os quais 8 sadios e 5 patológicos e foi determinado o $\Delta\theta$ da região dos ombros de cada um. Foi calculado o desvio padrão de cada região do corpo e para representar 95% da população, a faixa de normalidade foi definida como:

$$\Delta\bar{\theta} \pm 2\sigma \quad (15)$$

onde σ representa o desvio padrão das 8 medições realizadas no horário.

No cálculo foram usadas as seguintes equações para obter a média e o desvio padrão:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} \quad (16)$$

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (17)$$

3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise dos resultados compreendeu:

- a) estatística descritiva, para todas as variáveis;
- b) determinação do grau de associação interclasse. Os valores $\Delta\theta$ foram considerados como indicadores da presença ou não da doença do paciente. Em todos os casos, foi adotado um nível de significância de 5% para o erro do tipo I.

Compararam-se as médias obtidas pela análise de variância e do teste “t”. Fixou-se em 5% o nível de significância para rejeição da hipótese de nulidade. Para avaliar as correlações, o método foi aplicado somente quando todas as variáveis preenchiam os seguintes critérios: aleatoriedade, relações lineares, homocedasticidade e normalidade para os valores da variável dependente, considerando valores fixos da variável independente.

A comparação entre médias de dois grupos independentes é frequentemente realizada através do teste T-Student e a análise de variância (ANOVA) pode ser utilizada no caso de comparação entre médias de mais de dois grupos independentes. Quando há mais de uma variável dependente, ou resposta múltipla (quando, por exemplo, a característica de interesse é medida mais de uma vez em cada indivíduo), é usado o teste T2-Hotelling como uma extensão do teste de T-Student e a alternativa para ANOVA é a análise de variância multivariada (MANOVA).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 CONDIÇÕES ERGONÔMICAS DE TRABALHO COM MOVIMENTAÇÃO ATIVA DE MEMBROS SUPERIORES

Conforme demonstrado na análise metodológica as situações ergonômicas encontradas nas atividades realizadas por operadores treinados que utilizam os membros superiores como região predominante durante o trabalho estão presentes em forma de posturas inadequadas e sobrecarga muscular. No conceito de características resultantes da atividade observou-se que as descrições de atividades apresentadas possuem conexão biomecânica de movimentação da região do ombro e, do ponto de vista postural, um grau de imposição de movimentos de abdução de ombros de até 45° e elevação direcionada até um máximo de 90°.

Os procedimentos realizados pelos trabalhadores são descritos pela área de processos da empresa e avaliados com base nos conceitos de ergonomia com tempos e métodos. Desta forma direcionou-se através da análise dos movimentos que a movimentação com maior imposição postural foi durante a movimentação do alicate de solda nas estações escolhidas.

O processo descrito para as estações de solda foi:

- 1- retirar peças do dispositivo de armazenamento;
- 2- dispor peças na estação de trabalho;
- 3- realizar acionamento do bimanual para fechamento da estação
- 4- movimentar o alicate de solda até a peça;
- 5- realizar pontos de solda;
- 6- dispor alicate de solda no local de repouso;
- 7- acionar bimanual para abrir a estação;
- 8- retirar a peça e dispor no local de armazenamento.

A figura 22 apresenta o padrão de atividade executado conforme determinação do fabricante dos alicates de solda e conjunto peça mais estação de trabalho alinhados para a realização do ponto de solda pelo trabalhador.



FIGURA 22 – POSTOS DE TRABALHO COM SOLDA MANUAL.

O tempo médio de ciclo das estações de solda girou em 1min e 10s, sendo que deste tempo a postura imposta como inadequada apresenta em média 30% do tempo total do ciclo. Conforme apontado pela tabela 1.

O tempo definido como postura inadequada não representa uma causalidade de nexos para os indivíduos diagnosticados visto que há um tempo de recuperação muscular definido entre as diversas estações.

A padronização de rodízios entre os postos de trabalho mostra um tempo de recuperação muscular adequado para qualquer padrão de movimento.

Dentro do contexto da pesquisa não cabe analisar o padrão de rodízios adotados, mas sim o comportamento de indivíduos saudáveis e diagnosticados dentro de qualquer padrão de atividade realizado.

A tabela 2 apresenta o número de estações de trabalho realizadas pelos indivíduos escolhidos para a pesquisa e determinou que o percentual apresentado para as posturas inadequadas impõe a utilização dos membros superiores, neste caso o ombro, como principais músculos motores para a execução da tarefa. As posturas inadequadas são compatíveis com abdução até 45° e elevação até um máximo de 90°.

TABELA 2 – PORCENTAGEM CORPORAL E ERGONOMIA.

Estação de Trabalho	Tempo de Ciclo (s)	Tempo (s) em Posturas Inadequadas	% Tempo em Posturas Inadequadas
Estação 1	66	x	x
Estação 2	72	x	x
Estação 3	72	x	x
Estação 4	74	15	21%
Estação 5	64	x	x
Estação 6	64	16	25%
Estação 7	48	x	x
Estação 8	60	x	x
Estação 9	60	x	x
Estação 10	93	37	40%
Estação 11	88	35	40%
Estação 12	69	28	41%
Estação 13	80	16	20%
Estação 14	60	x	x
Estação 15	62	x	x
Estação 16	75	30	40%
Estação 17	73	15	21%
Media	69,41	24,00	31,00%

4.2 RESULTADOS REFERENTES AO GRUPO DE TRABALHO ESCOLHIDO. ACHADOS DIAGNÓSTICOS E FUNCIONAIS

De acordo com a proposta metodológica os indivíduos diagnosticados passaram por avaliações clínicas e exames de imagem direcionados pelo serviço médico. Os diagnósticos foram realizados de acordo com avaliação do médico especialista do voluntário. Foram identificados 5 indivíduos no grupo de trabalho que apresentaram ressonâncias magnéticas com certo grau de anormalidade e processo inflamatório recorrente. Os diagnósticos apontados pelo médico avaliador foram correlacionados com exame clínico funcional do fisioterapeuta como sendo tendinopatias do supra espinhoso, em alguns casos irregularidades em infra espinhoso e mínimo acúmulo em bursa subacromial. Apresentaram tendinopatia do supra espinhoso todos os 5 indivíduos, associação tendínea do infra espinhoso 1 indivíduo e uma bursite subacromial que indica um maior comprometimento do manguito rotador 4 indivíduos.

De acordo com avaliação funcional os empregados apresentaram limitação de movimentação em abdução acima de 60° e em elevação acima de 90° para o ombro

dominante. As características clínicas apontadas em todos os indivíduos diagnosticados foi de dor à elevação de membros superiores acima de 90° assim como abdução acima de 70°.

As Figuras de 23 a 27 apresentam os resultados encontrados nas ressonâncias magnéticas, cujos laudos encontram-se nos prontuários médicos dos pacientes

Conclusão :

O estudo por ressonância magnética do ombro direito mostra:

Alterações morfológicas e de sinais do "labrum" ântero-superior associadas a formação cística adjacente, sugestivas de lesão/rotura labral com cisto paralabral associado.

Sinais de discreta tendinopatia do supra-espinhal.

Mínimo acúmulo de líquido na bursa subacromial-subdeltoidea. A possibilidade de bursite só deve ser considerada em estrita correlação clínica.

Discreta hipertrofia da articulação acromioclavicular.

FIGURA 23 – LAUDO DE RESSONANCIA MAGNÉTICA INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 1.

A tendinopatia é o termo médico que normalmente se refere a conhecida tendinite, que é o processo inflamatório no tendão de um determinado músculo. A bursa, encontrada em locais como ombros, tornozelo e joelho é preenchida por um fluido que funciona como amortecedor e faz com que tendões e ossos não atritem entre si. Quando o líquido que preenche a bursa está inflamado ocorre a bursite, devido ao uso excessivo da articulação. A dor em torno da lesão é o principal sintoma.

IMPRESSÃO DIAGNOSTICA:

- Mínima bursite subacromial/subdeltoidea.
- Tendinopatia discreta do supra-espinhal.
- Cisto ósseo subcondral na cabeça umeral.

FIGURA 24– LAUDO DE RESSONANCIA MAGNÉTICA INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 2.

IMPRESSÃO DIAGNÓSTICA: Alteração de sinal da superfície bursal paratendínea do supra-espinhal podendo corresponder a processo inflamatório na dependência de estrita correlação clínica.

FIGURA 25 LAUDO DE RESSONANCIA MAGNÉTICA INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 3.

IMPRESSÃO DIAGNÓSTICA:
- Bursite subacromial/subdeltóidea.
- Discreta artrose acrômio-clavicular. Acrômio tipo I de Bigliani com declive infero-lateral predispondo à síndrome do impacto.
- Tendinopatia do supra e do infra-espinhais com sinais de rotura parcial/intra-substancial no supra-espinhal.
*Obs: Este exame foi documentado em quatro (4) filmes radiográficos.

FIGURA 26 – LAUDO DE RESSONANCIA MAGNÉTICA INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 4.

A artrose discreta apontada na figura 25 é o processo mais comum das doenças reumáticas, também conhecida como osteoartrose, osteoartrite, artrite degenerativa e doença articular degenerativa. A incidência aumenta com a idade e afeta homens e mulheres. O principal sintoma é a dor nas articulações.

COMENTÁRIO: RM do ombro direito mostra:
- Discreta tendinopatia (tendinose/tendinite) do infra-espinhoso.
- Leve bursite subacromial/subdeltóide.

FIGURA 27 – LAUDO DE RESSONANCIA MAGNÉTICA INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 5.

A idade e identificação dos pacientes e voluntários sadios foi definida pela tabela 3.

TABELA 3 – IDENTIFICAÇÃO DOS INDIVÍDUOS E IDADE.

Identificação	Definição	Idade
S1	Indivíduo Sadio 1	26
S2	Indivíduo Sadio 2	31
S3	Indivíduo Sadio 3	35
S4	Indivíduo Sadio 4	34
S5	Indivíduo Sadio 5	32
S6	Indivíduo Sadio 6	29
S7	Indivíduo Sadio 7	24
S8	Indivíduo Sadio 8	38
ID1	Indivíduo Diagnosticado 1	27
ID2	Indivíduo Diagnosticado 2	34
ID3	Indivíduo Diagnosticado 3	32
ID4	Indivíduo Diagnosticado 4	27
ID5	Indivíduo Diagnosticado 5	28

Para VARGAS *et al.* (2009) a interpretação da imagem termográfica tem sido usualmente avaliada por critérios qualitativos subjetivos segundo padrões de distribuição térmica sobre a superfície cutânea (mapeamento térmico). A falta de objetividade baseada apenas em termogramas coloridos é criticada especialmente por poder causar efeitos de cores, denominados *colour compression*¹, que podem resultar falsos positivos ou falsos negativos. Para minimizar esta subjetividade, os trabalhos da área devem descrever a aplicação da metodologia de normalização da engenharia para avaliação de dados e eliminar vieses de subjetividade por meio de gradientes conjugados entre áreas homólogas do corpo medidas como grau de assimetria térmica normalizada, $\Delta\bar{\theta}$. O trabalho fornece o $\Delta\bar{\theta}$ calculado de controles normais e discute seu uso como base para avaliação de pacientes diagnosticados com processos inflamatórios em ombros.

De acordo com a técnica de Ressonância Magnética as padronizações para os procedimentos são adotadas de acordo os itens abaixo (figura 28).

As imagens de Ressonância Magnética foram obtidas nos planos coronal T1, T2 e T2 com saturação de gordura, axial gradiente-eco e sagital T2 com saturação de gordura.

FIGURA 28 – PROTOCOLO DE IMAGENS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.

As imagens por ressonância magnética são produzidas pela interpretação de spins, que são partículas carregadas girando em torno do seu próprio eixo dos núcleos de hidrogênio do corpo humano em um campo magnético de alta energia. Estas imagens consistem em elementos de imagem (*pixels*) gerados por tecnologia de computador (LANGLAIS *et al.*, 2000).

A realização da imagem por ressonância magnética é baseada no plano anatômico conforme descrito na figura 27, sendo geralmente axial, coronal e/ou parassagital. Esta imagem se baseia também na espessura dos planos de cortes que correspondem de 1 a 100 mm; quanto mais fino o corte maior o número de detalhes anatômicos, porém maior o tempo de aquisição da imagem.

Outro ponto importante a ser considerado é a sequência de pulso utilizada para o sistema músculo esquelético que produz o spin echo, alternando pulsos de 90 e 180 graus. Os tempos de relaxamento são identificados como T1 e T2 e são determinantes do contraste dos

1- A compressão de cores pode causar um efeito/defeito na imagem se exagerado, criando falsos resultados devido interpretação induzida pela observação simples subjetiva. Por isso, não é utilizada comumente na radiologia convencional, exceto nos estudos funcionais, como PET-scan, que o detalhe das estruturas anatômicas não é o primordial.

tecidos e variam de acordo com a capacidade dos mesmos serem magnetizados de desmagnetizados (DIXON, 2000).

4.3 RESULTADOS RELATIVOS À IMAGEM INFRAVERMELHA

Há câmeras de infravermelho de vários tipos e preços no mercado (CHENG *et al.*, 2009). Mesmo havendo uma boa resolução térmica da câmera de IV, se não houver uma boa resolução óptica, a imagem infravermelha não pode ser sobreposta à imagem de uma câmera digital, onde a lesão é bem definida, pois a nitidez da imagem é baixa. Mesmo assim, conforme discutido, o valor de emissividade da pele com pequenas variações entre indivíduos, pode vir a acarretar erros significativos na medição da temperatura local na superfície da pele, que é sistemático. Para uma proposta de medição de temperaturas de valor baixo, próximas de 36,5 °C, erros de 2 a 4 °C podem comprometer o diagnóstico. Tais erros não são importantes nas análises estruturais de engenharia, em que as temperaturas dos sistemas atingem e até ultrapassam a casa dos 1000 °C.

4.3.1 Determinação das faixas de temperaturas normais do corpo

O Gráfico 1 ($\Delta\bar{\theta}_s \pm U - \Delta\theta_s$) mostra o $\Delta\bar{\theta}$ das regiões dos ombros mensuradas dos 8 indivíduos sadios durante os períodos específicos de avaliação conforme descrito no procedimento metodológico, apontando desta forma os dados de temperatura adimensional normalizada. Para cada ponto foi utilizada uma barra de erro de 2σ da região para representar 95% da população que segue uma distribuição normal de temperatura nas diversas regiões do corpo. Pode ser verificado que os indivíduos normais seguem uma distribuição média diferente nos diversos tempos de coleta. Isto se deve há uma predisposição individual ou ritmo de adotado para as horas de trabalho propostas. Mesmo existindo uma aclimatização do indivíduo pode-se notar que os considerados sadios apresentaram uma diferença entre seus resultados.

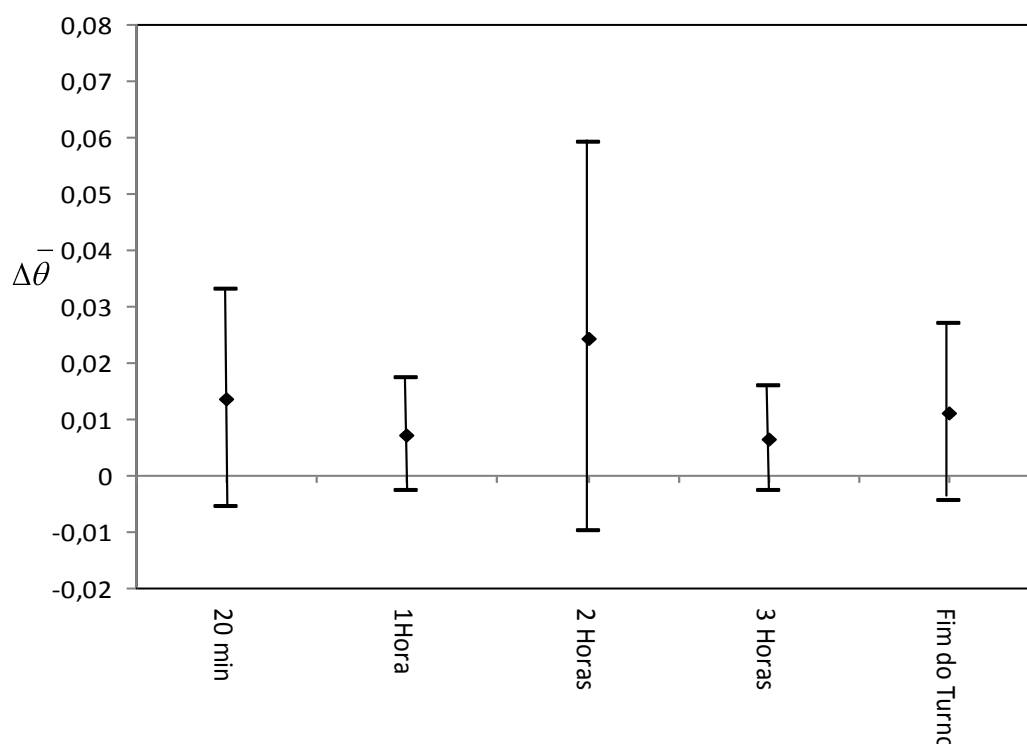


GRÁFICO 1 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS ($\Delta\bar{\theta}_s \pm U_{\Delta\theta_s}$) DURANTE OS PERÍODOS DE COLETAS.

Após as adimensionalizações e cálculo de incerteza pelo método dos gradientes conjugados obteve-se o Gráfico 1.

Nas mensurações correspondentes ao $\Delta\theta = 20$ min observamos uma média $\Delta\bar{\theta}$ maior que o mensurado para 1 h. Na mensuração apontada no $\Delta\theta = 2$ h observa-se uma média $\Delta\bar{\theta}$ maior que todos os outros pontos.

De acordo com a evolução do gráfico e alteração significativa dos gradientes conjugados adimensionais pode-se propor que o ritmo de produção é maior no início do turno e após 2 horas, demonstrando desta forma uma interferência direta no resultado. O número de movimentações com a região do estudo realizadas pelos indivíduos durante o seu tempo de trabalho gera uma maior demanda fisiológica, determinando consequentemente um aumento da temperatura local. Esta suposição foi confirmada com entrevista direta aos voluntários, que comentaram existir uma cadência ritmica individual maior adotada durante estes períodos.

Na terceira hora existe um decréscimo deste ritmo o que pode ser causado por alguma alteração no processo ou proximidade da hora do almoço. No final do turno, percebeu-se uma proximidade dos valores $\bar{\theta}$ aos obtidos na primeira hora. As diferentes curvas de temperatura

adimensional nos indivíduos normalizados mostra que o corpo apresenta resposta direta do ponto de vista fisiológico às demandas de atividades.

Didaticamente o corpo humano pode ser dividido em gradientes principais de temperatura, do mais quente para o mais frio, do central (*core*) ao periférico (*shell*) e das extremidades proximais para as distais, como dos ombros para os dedos das mãos ou das coxas para os dedos dos pés, de acordo com esta simetria o $\bar{\theta}$ entre os dois ombros deveria ser próximo em seu valor absoluto.

Os $\Delta\bar{\theta}$ dos indivíduos sadios para o período de 20 min encontram-se dentro das faixas de normalidade apontado pelo gradiente conjugado adimensional normalizado médio, exceto para o indivíduo sadio 8 (S8). Fatores intrínsecos não mensuráveis ou até mesmo ritmo de trabalho desordenado podem ter causado esta disparidade.

Ao se analisar o caso específico do indivíduo sadio 8 (S8) percebe-se que o ombro direito do mesmo apresenta $\Delta\theta$ maior que o ombro esquerdo. A análise pontual de $\Delta\bar{\theta} \pm 2\sigma$ direciona o resultado $0,069 \pm 0,098$, proporcionalmente correspondendo a 12% a mais que a $\Delta\bar{\theta}$ dos outros 7 indivíduos sadios.

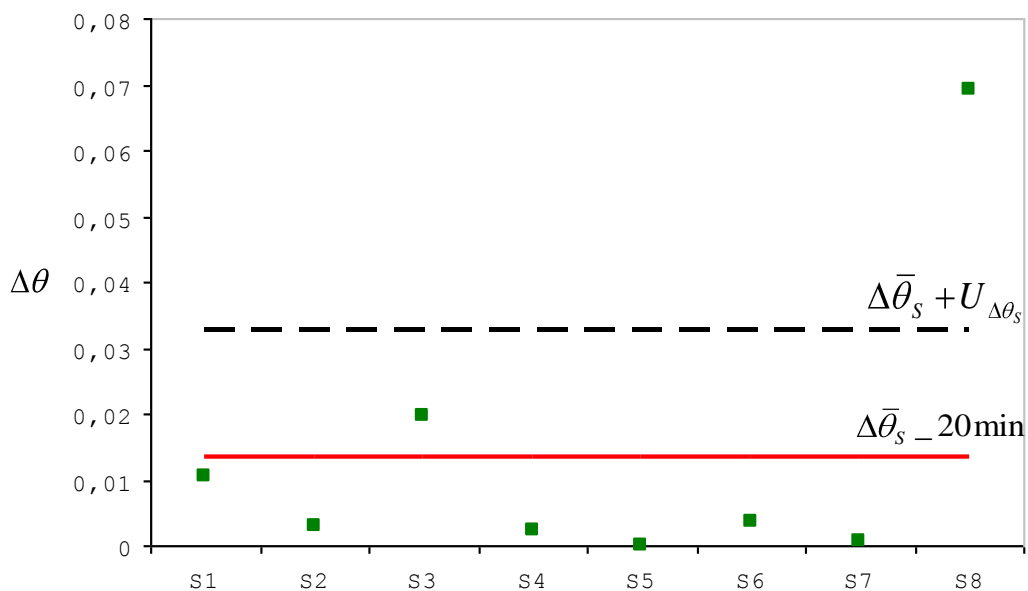


GRÁFICO 2 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS NO PERÍODO 20 min ($\Delta\bar{\theta}_s$ e $\Delta\theta_s - 20\text{min}$).

Os indivíduos sadios apontados no Gráfico 2 ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_s - 20\text{min}$) demonstraram um comportamento linear em sua maioria. Mesmo sem queixas pontuais nas coletas clínicas do indivíduo, o padrão apontado no gráfico demonstrou-se fora da faixa de normalidade para o indivíduo sadio 8. O indivíduo sadio 8 não apresentava correlação clínica para lesões em ombros.

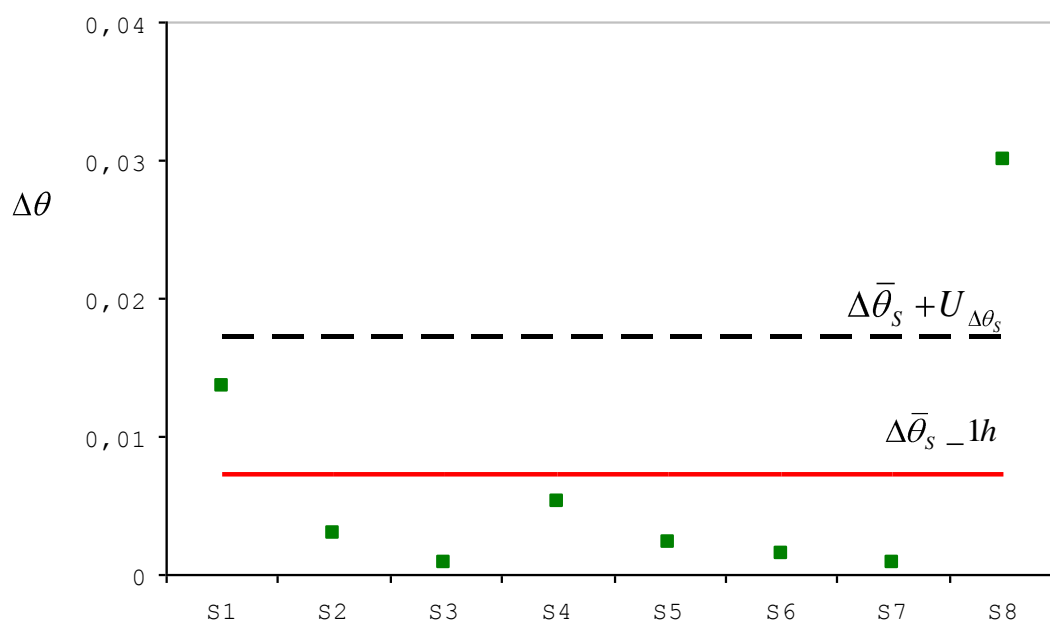


GRÁFICO 3 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS NO PERÍODO 1 HORA ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_s - 1h$).

Após 1 hora de realização da atividade notou-se uma redução dos valores adimensionalizados encontrados em média 30% do que apontado na primeira coleta de dados de acordo com o Gráfico 3 ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_s - 1h$). Fisiologicamente aponta-se como possíveis causas para a redução de $\Delta\bar{\theta}$ dos indivíduos sadios o processo de “aquecimento” muscular, no qual existe um trabalho de irrigação sanguínea mais cadenciado em regiões musculares realmente necessárias à realização da atividade.

Do ponto de vista técnico, a fase inicial do processo de trabalho permite os ajustes dos métodos de realização da atividade, fazendo com que as posturas corporais adequadas sejam mais compatíveis ao plano anatômico normal do indivíduo. Desta forma a maneira correta de trabalhar nesta fase inicial permite um dispêndio energético menor.

O indivíduo sadio 8 continua apresentando comportamento anormal em relação ao desenvolvimento da atividade pelo grupo de trabalho com $0,03 \pm 0,07$. Quando comparado a temperatura cutânea normalizada de cada parte do corpo com seu lado oposto anatomicamente correspondente, $\Delta\bar{\theta} \pm 2\sigma$, o grau de assimetria normalizada média é muito pequena $0,010 \pm 0,007$ conforme aponta o gráfico 3 ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_s - 1h$).

Ao retirarmos o indivíduo 8 desta média estatística temos um grau de assimetria normalizada ainda menor $0,005 \pm 0,003$, demonstrando desta forma que o S8 precisa de uma reavaliação mais direcionada do ponto de vista técnico.

De fato, a diferença é muito pequena para ser mensurada por termômetros convencionais. Entretanto, a pequena diferença pode ser quantificada corretamente com a técnica de gradientes conjugados normalizados, onde se corrige os erros sistemáticos de calibração, emissividade e resolução da câmera infravermelha.

Dentro dos gráfico apresentado para a primeira hora (gráfico 3) o menor $\Delta\bar{\theta} \pm 2\sigma$ foi obtido com o indivíduo 3 o valor $0,001 \pm 0,007$, e o maior com o indivíduo 8.

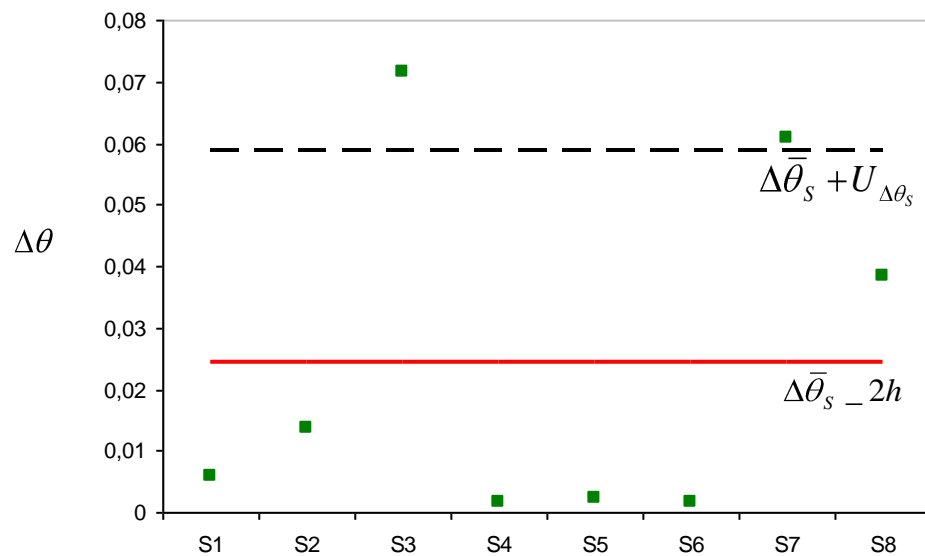


GRÁFICO 4 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS NO PERÍODO 2 HORAS ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_s - 2h$).

No período de 2 h, gráfico 4 ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_s - 2h$), após a realização da atividade nota-se um aumento médio da temperatura adimensional dos indivíduos. Observou-se valores maiores para os indivíduos sadios 3, 7 e 8. Isto se deve à continuidade do processo produtivo e possível aumento do ritmo de trabalho. Constatou-se que existe uma demanda produtiva

inicial na qual os trabalhadores deste setor “aceleram” suas atividades buscando preenchimento de buffers específicos para poderem atingir suas metas produtivas o mais rápido possível. Esta conduta, segundo relato, é adotada pelos próprios indivíduos para poderem cadenciar as demais atividades do turno.

A percentagem cumulativa dos valores tem um intervalo de confiança de 50% no centro da curva de normalidade (média). Adicionando-se um desvio padrão produz um intervalo de confiança de 84%. Adicionando três desvios aumenta-se poucoo intervalo de confiança de 98% para 99%. Muitos estatísticos consideram dois desvios adequados para este tipo de estudo para determinar limites normais de delta T (LIPSCHUTZ e LIPSON, 2000).

Novamente, para cada ponto foi usada uma barra de erro de 2σ da região para representar 98% da população que segue uma distribuição normal de temperatura. Pode ser verificado nos gráficos que há um gradiente conjugado $\Delta\bar{\theta}$ pequeno para a região do corpo estudada.

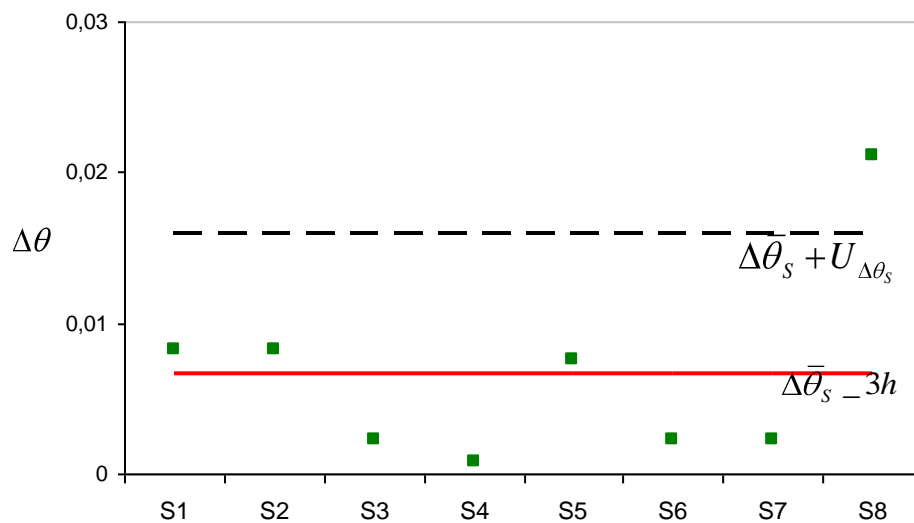


GRÁFICO 5 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS NO PERÍODO 3 HORAS ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_s - 3h$).

Também para o período de 3h observa-se a tendência de redução do $\Delta\bar{\theta}$ médio no período de de acordo com o gráfico 5 ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_s - 3h$) e, conforme mencionado, este fator pode ser sugerido pela cadência reduzida de alguns postos de trabalho e atividades

realizadas. Novamente observa-se um aumento do valor do indivíduo sadio 8 no gráfico 5. Dentro do gráfico padrão de normalidade o resultado de S8 foi de $0,021052 \pm 0,02977$.

Ao analisarmos pontualmente o caso do indivíduo sadio 8 ($\Delta\bar{\theta}_S \pm U_{\Delta\theta_S} - e - \Delta\theta_{S8} - Jornada$) percebe-se que durante toda a sua jornada, com exceção ao período de 2 h ele esteve com valores adimensionais alterados em relação aos demais voluntários.

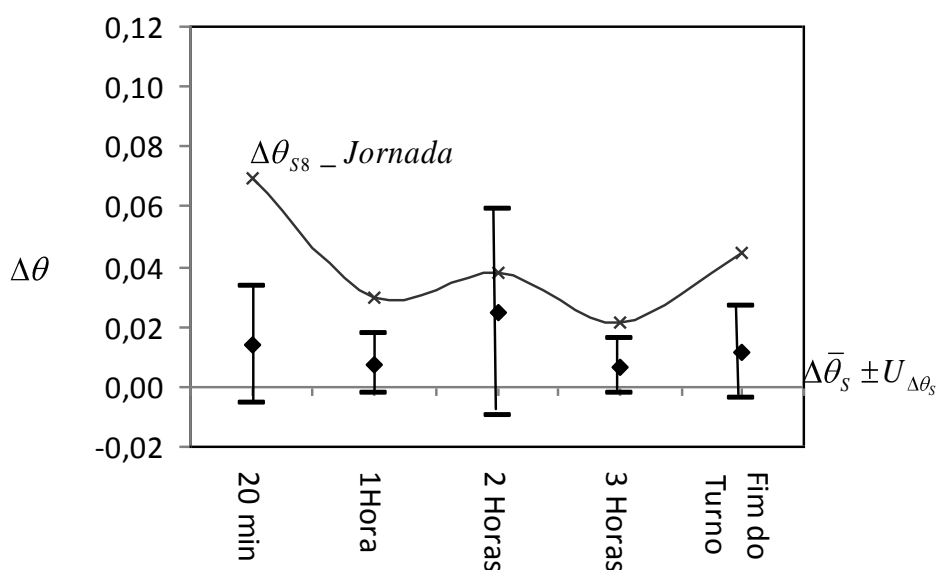


GRÁFICO 6 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS E INDIVÍDUO SADIO 8 NA JORNADA ($\Delta\bar{\theta}_S \pm U_{\Delta\theta_S} - e - \Delta\theta_{S8} - Jornada$).

No gráfico 7 ($\Delta\bar{\theta}_S - e - \Delta\theta_S - Fim.Turno$) tem-se a evolução dos indivíduos sadios no seu dia de trabalho. No final do dia de trabalho há um padrão de normalidade para todos os indivíduos exceto o S8. Vale salientar que a coleta do último horário foi realizado no final do turno, após um período de atividades executadas após o almoço. Do ponto de vista fisiológico tem-se um diferencial nesta coleta após o horário do almoço pois considera-se este período como pausa de recuperação fisiológica.

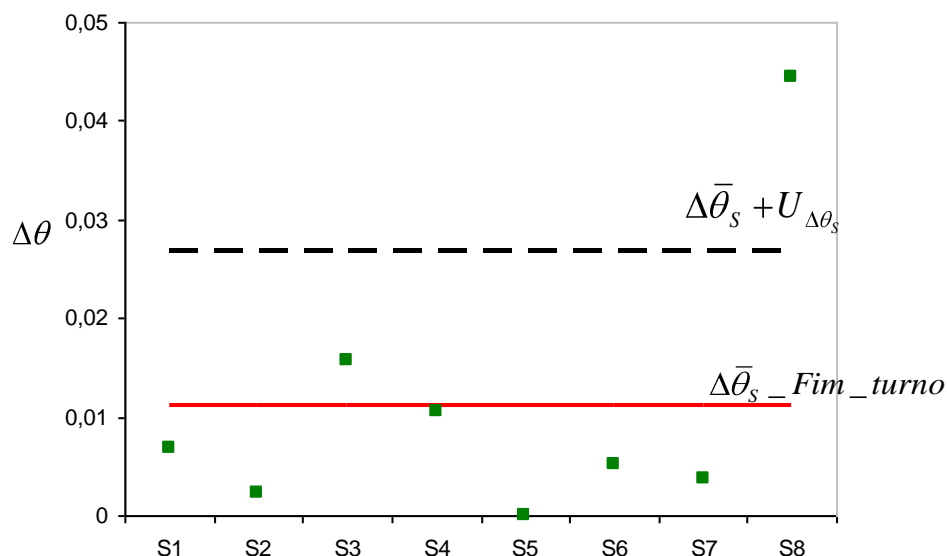


GRÁFICO 7 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS NO PERÍODO FIM DE TURNO ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_s - Fim.Turno$).

No final do turno conforme apontado no gráfico 7, após pausa para almoço, e relatado na metodologia observa-se que pausas bem distribuídas e rodízios entre atividades geram um fator de recuperação adequado para o indivíduo.

4.3.2 Uso da termografia em pacientes com processo inflamatório em região de supra espinhoso

No Gráfico 8 ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_{10} - 20min$) observam-se os resultados obtidos na coleta inicial dos pacientes diagnosticados com lesões na região em estudo. Na primeira fase da coleta os pacientes apresentaram um $\Delta\theta$ maior que a média normal obtida. Neste caso observa-se que para o cálculo do $\Delta\theta$, o maior pico de temperatura se dá na região do processo inflamatório do paciente.

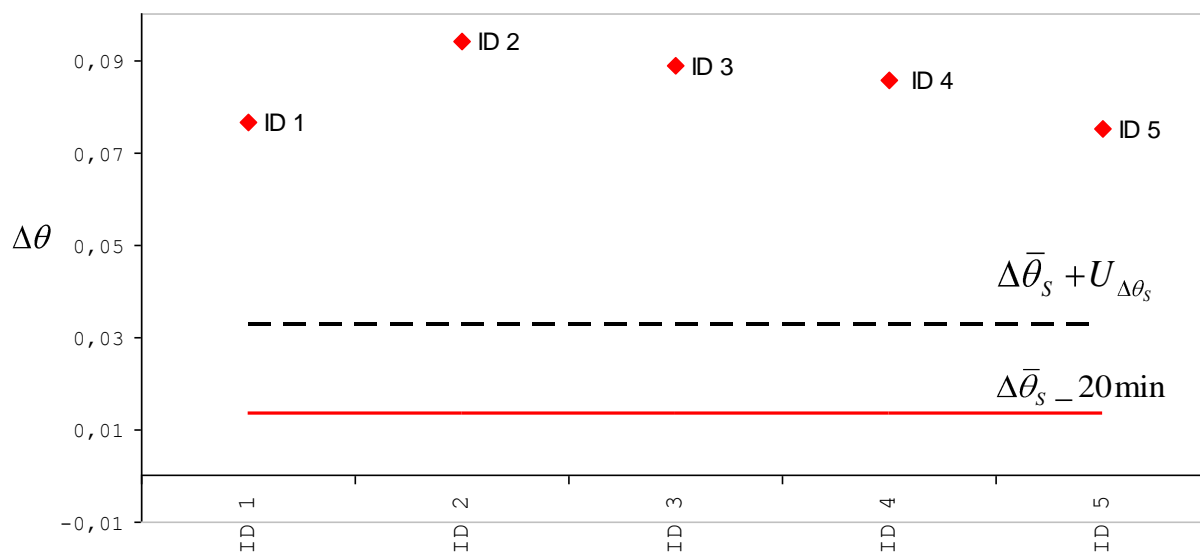


GRÁFICO 8 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS E DOS INDIVÍDUOS DIAGNOSTICADOS NO PERÍODO 20 MINUTOS ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_{ID} - 20\text{min}$).

Ao se analisar a evolução dos indivíduos diagnosticados no trabalho de uma hora, gráfico 9 ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_{ID} - 1h$), percebe-se uma alteração significativa nos resultados pontuados. O indivíduo número 2 apresentou a maior alteração com $\Delta\bar{\theta} \ 0,00939 \pm 0,107395$.

Nos índices demonstrados com relevantes de faixa de normalidade, ou seja, a faixa de temperaturas da pele normal aonde foi calculada por Lipschutz e Lipson (2000), assumindo que a população segue uma distribuição normal unimodal simétrica de temperaturas, aonde podemos visualizar no gráfico 8 que 95% dos valores de temperatura encontram-se a uma distância da média inferior a duas vezes o desvio padrão e que 68% das ocorrências se concentram na área do gráfico demarcada por um desvio padrão à direita e um desvio padrão à esquerda. Os indivíduos diagnosticados demonstraram um índice maior que duas vezes o desvio padrão, fugindo dos 95% apontados, sendo que estão diagnosticados com processo inflamatório na região estudada.

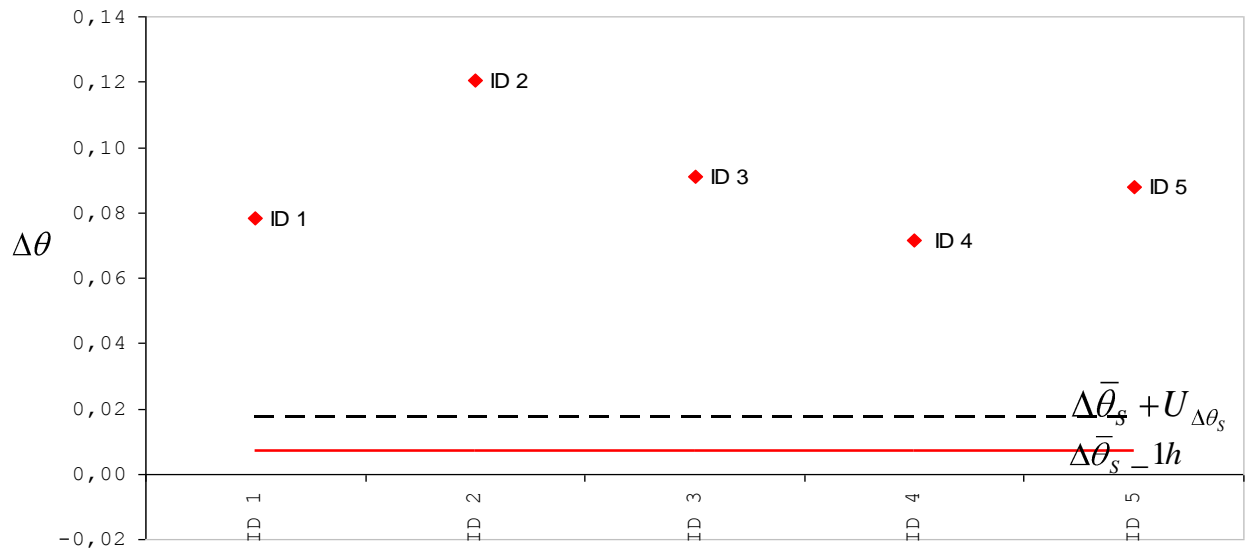


GRÁFICO 9 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS E DOS INDIVÍDUOS DIAGNOSTICADOS NO PERÍODO 1 HORA ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_{ID} - 1h$).

Para o período de 2 horas, gráfico 10 ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_{ID} - 2h$), como também existiu para os indivíduos sadios houve um aumento do gradiente conjugado direcionado pela própria atividade executada e ritmo adotado pelos indivíduos de uma maneira geral. O valor médio de aumento de $\Delta\bar{\theta}$ para os indivíduos diagnosticados foi de 0,04.

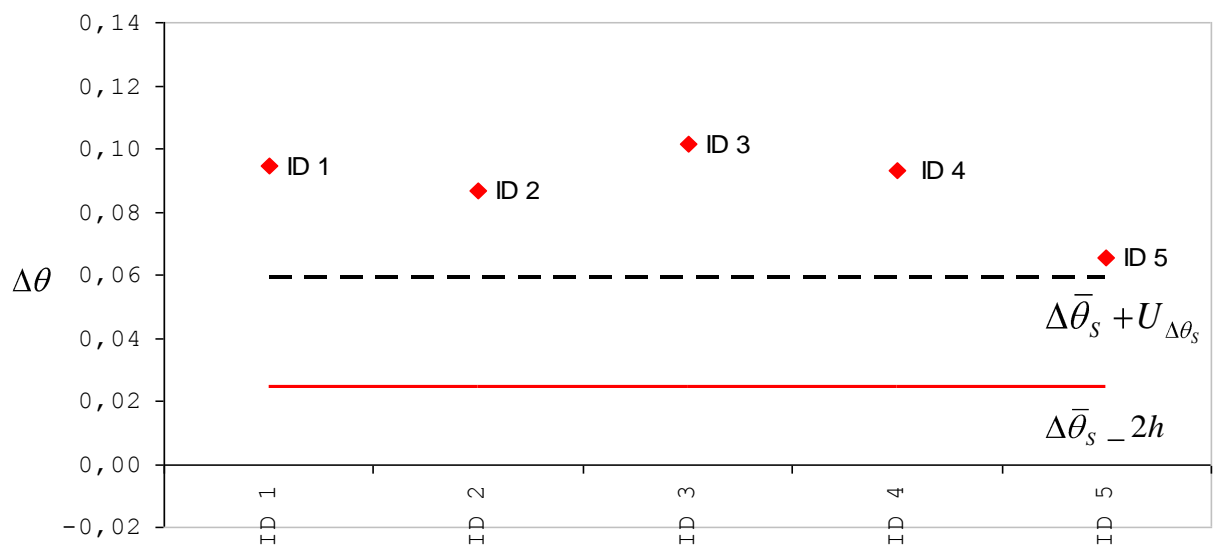


GRÁFICO 10 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS E DOS INDIVÍDUOS DIAGNOSTICADOS NO PERÍODO 2 HORAS ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_{ID} - 2h$).

Na terceira hora de coleta de dados, apontada pelo gráfico 11 ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_{ID} - 3.h$) há uma redução geral dos valores de $\Delta\bar{\theta}$ também observado para os indivíduos normais. Novamente os dados de cadência e ritmo de trabalho são fatores importantes a todos os indivíduos do estudo. Dentro do processo fisiológico dos indivíduos diagnosticados demonstrou-se uma resposta semelhante aos indivíduos sadios durante a jornada de trabalho.

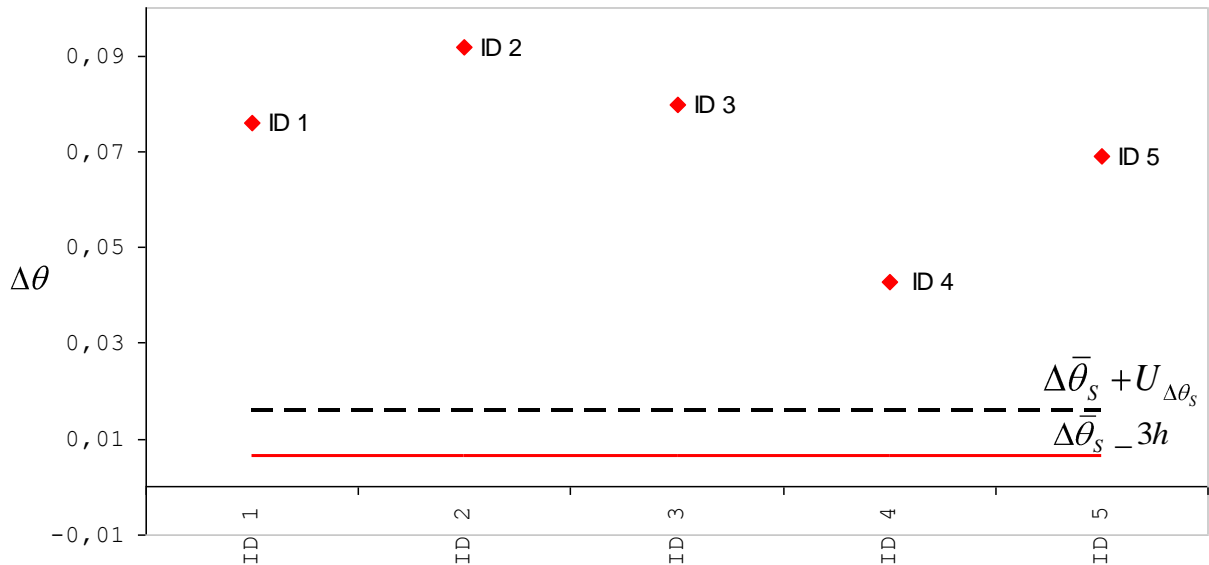


GRÁFICO 11 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SÁDIOS E DOS INDIVÍDUOS DIAGNOSTICADOS NO PERÍODO 3 HORAS ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_{ID} - 3.h$).

No gráfico 12 ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_{ID} - Fim.Turno$) observou-se a evolução dos indivíduos diagnosticados no final do seu turno de trabalho. Todos os indivíduos ficaram com $\Delta\bar{\theta}$ com diferença aproximada de 0.04. Os indivíduos 1 e 3 apresentaram um $\Delta\bar{\theta}$ com maior desvio, sendo $0,072180 \pm 0,102078$ e $0,086466 \pm 0,122281$ respectivamente, apontados respectivamente nas figuras 29 e 30. Nos histogramas destes dois indivíduos aonde podem ser pontuadas algumas diferenciações de cores de acordo com as temperaturas coletadas.

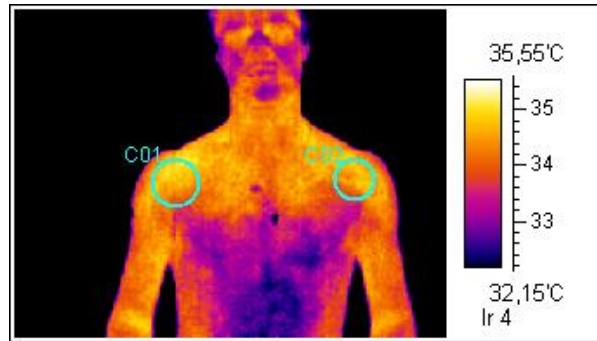


FIGURA 29 – TERMOGRAMA INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 1.

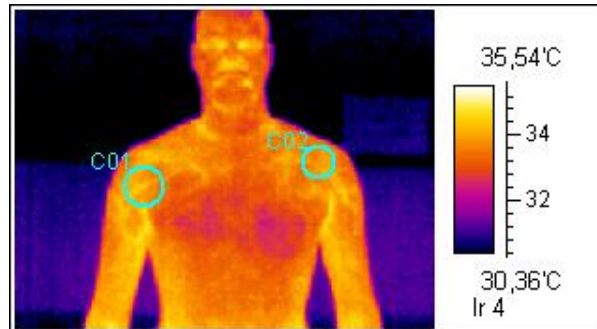


FIGURA 30 – TERMOGRAMA INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 3.

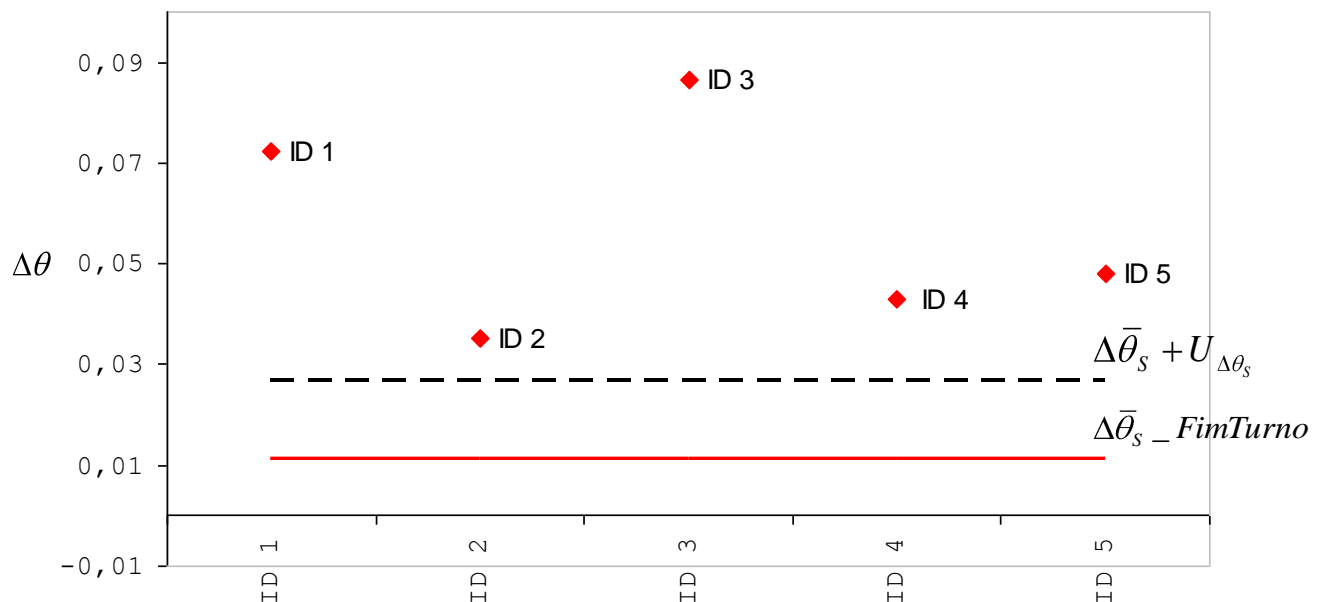


GRÁFICO 12 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS E DOS INDIVÍDUOS DIAGNOSTICADOS NO PERÍODO FIM DE TURNO ($\Delta\bar{\theta}_s - e - \Delta\theta_{ID} - FimTurno$).

Os gráficos 13, 14, 15, 16 e 17 mostram a evolução dos pacientes diagnosticados e as faixas de normalidade $\Delta\theta$. Pode ser observado que a tendência de aumento e decréscimo da temperatura individual é semelhante às faixas de normalidade durante a realização das atividades do início ao final do turno. Esta caracterização variação de temperatura pode ser abordada em comparativo ao ritmo produtivo individual e cadência produtiva. Os tempos de recuperação muscular também são fatores importantes, uma vez que, ao sentir algum desconforto realizando a atividade, o trabalhador possui a autonomia de buscar um ritmo um pouco menor, visto que os postos de trabalho estão dispostos em células produtivas e não linhas de produção.

Apesar das faixas de normalidade apontarem apenas para uma região específica podemos observar que fatores individuais e fatores alternativos produtivos podem alterar alguns padrões de mensuração. Portanto, apesar do método dos gradientes conjugados ser uma ferramenta eficiente para a identificação das lesões na maioria dos casos e mostrar que estas ficam bem acima da faixa de normalidade, é preciso que outros fatores individuais sejam considerados neste caso específico, como a fadiga muscular por exemplo, pois pode determinar uma alteração do ritmo de trabalho imposto.

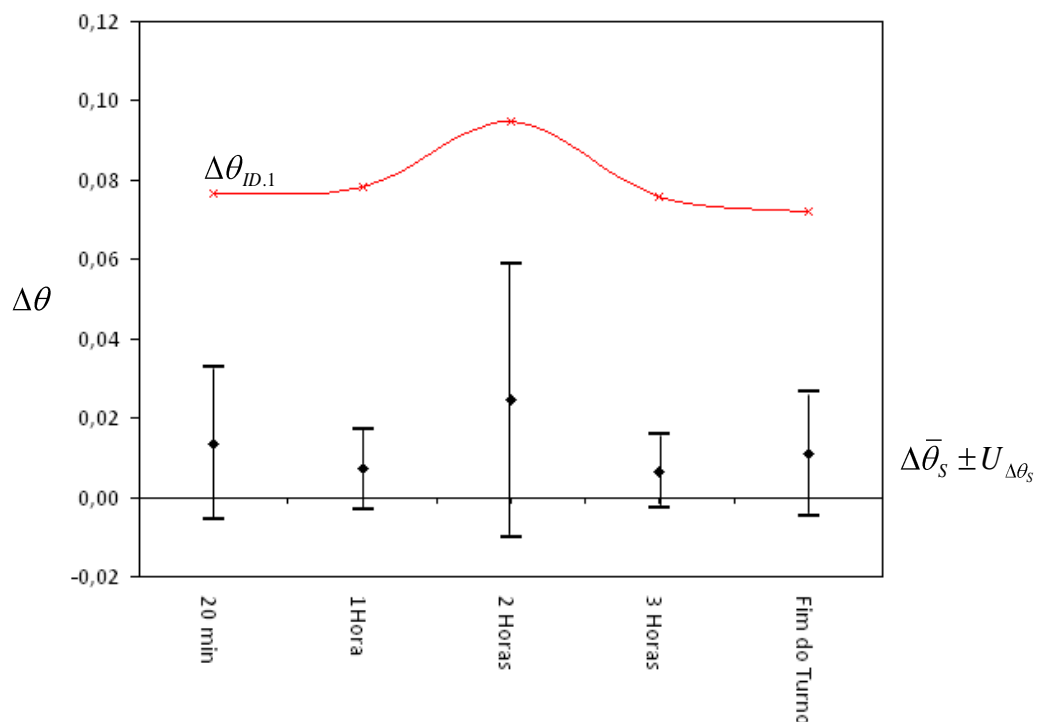


GRÁFICO 13 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS NOS PERÍODOS E CURVA DE TENDÊNCIA DO INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 1. ($\Delta\theta_S \pm U_{\Delta\theta_S} - e - \Delta\theta_{ID.1}$).

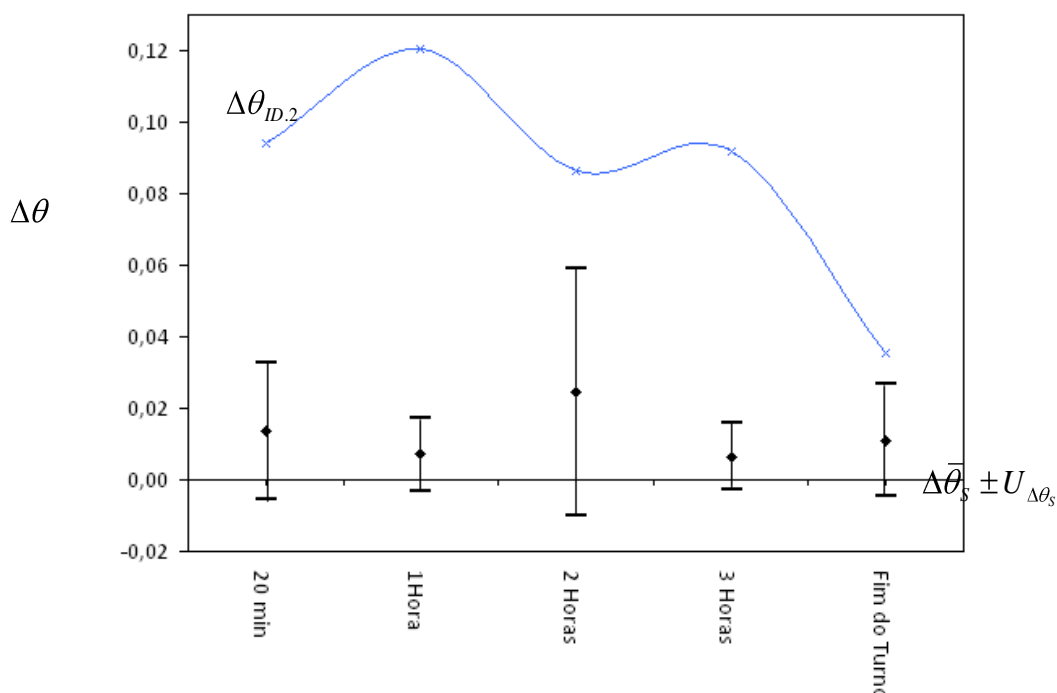


GRÁFICO 14 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS NOS PERÍODOS E CURVA DE TENDÊNCIA DO INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 2. ($\Delta\bar{\theta}_s \pm U_{\Delta\theta_s} - e - \Delta\theta_{ID2}$)

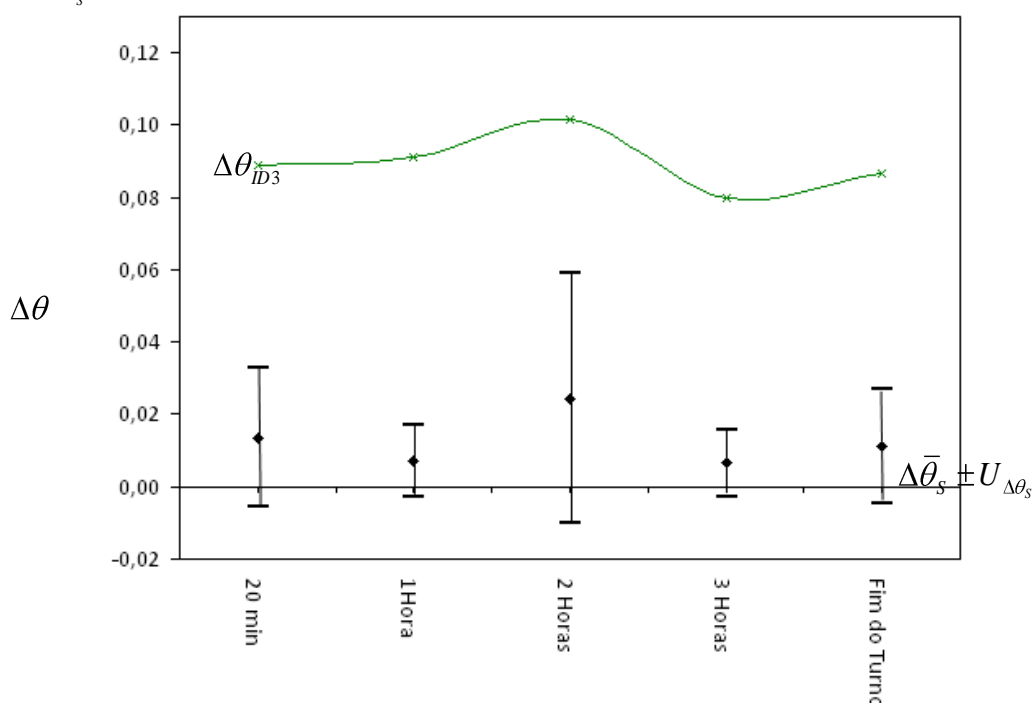


GRÁFICO 15 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADIMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS NOS PERÍODOS E CURVA DE TENDÊNCIA DO INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 3. ($\Delta\bar{\theta}_s \pm U_{\Delta\theta_s} - e - \Delta\theta_{ID3}$)

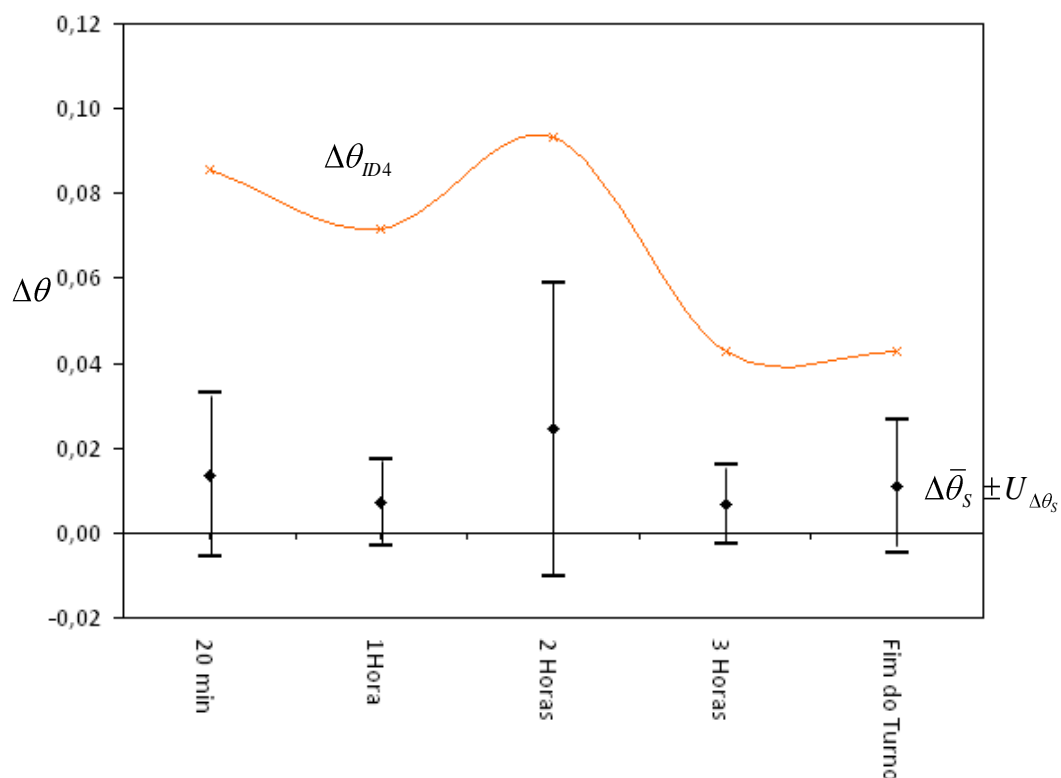


GRÁFICO 16 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS NOS PERÍODOS E CURVA DE TENDÊNCIA DO INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 4. ($\Delta\bar{\theta}_S \pm U_{\Delta\theta_S} - e - \Delta\theta_{ID4}$)

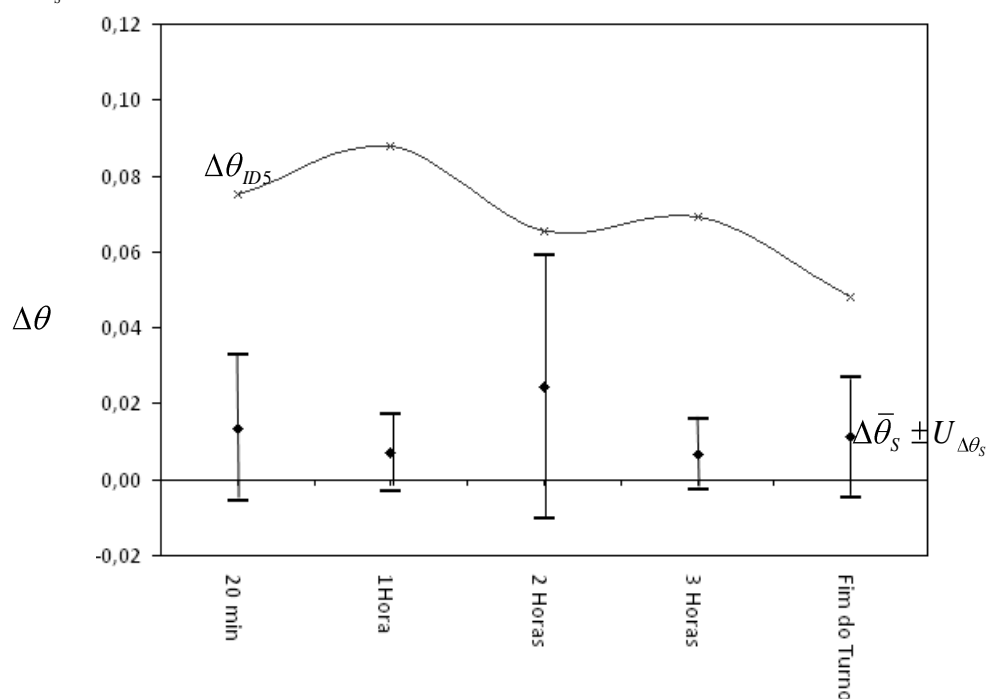


GRÁFICO 17 – TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS DE TEMPERATURAS ADMENSIONAIS MÉDIAS DE INDIVÍDUOS SADIOS NOS PERÍODOS E CURVA DE TENDÊNCIA DO INDIVÍDUO DIAGNOSTICADO 5. ($\Delta\bar{\theta}_S \pm U_{\Delta\theta_S} - e - \Delta\theta_{ID5}$)

De uma maneira macro observamos no gráfico 18 em termos de evolução dos $\Delta\bar{\theta}_S + U_{\Delta\theta_S}$ e $\Delta\bar{\theta}_{ID} + U_{\Delta\theta_{ID}}$, que os indivíduos diagnosticados mostraram grande diferenciação média das temperaturas adimensionalizadas dos indivíduos sadios.

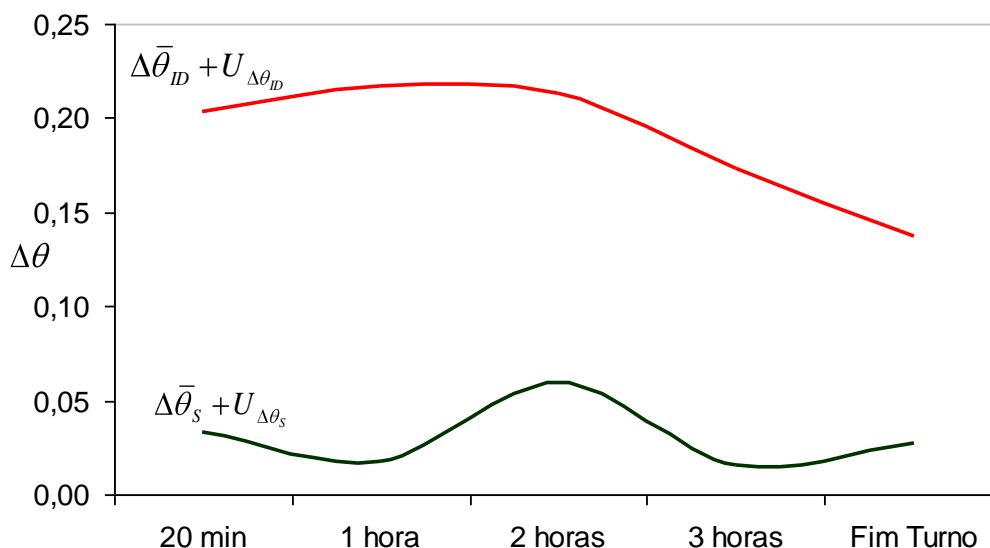


GRÁFICO 18 – COMPARATIVO DE TENDÊNCIAS DOS GRADIENTES CONJUGADOS MÉDIOS MAIS DUAS VEZES O DESVIO PADRÃO DE INDIVÍDUOS SADIOS E DIAGNOSTICADOS. $\Delta\bar{\theta}_S + U_{\Delta\theta_S}$ e $\Delta\bar{\theta}_{ID} + U_{\Delta\theta_{ID}}$

As quatro técnicas referidas, tem como um dos pressupostos a normalidade (ou multinormalidade) dos dados a serem analisados. Os dados do presente estudo não atenderam a esse pressuposto assim uma alternativa foi aplicar técnicas não-paramétricas. Foi utilizada a análise de variância multivariada não-paramétrica que utiliza ranks para realizar as comparações entre médias de respostas múltiplas. Um p-valor menor que 0,05 foi considerado evidência suficiente contra a hipótese de igualdade dos grupos.

Inicialmente, foi realizada uma análise descritiva exploratória com diagramas de dispersão, para conjuntamente analisar os momentos de mensuração, dois a dois, segundo os dois grupos. O que pode ser notado em todos os gráficos da Figura 27, é uma distinção bem evidente entre os grupos controle (preto) e doente (vermelho). Pode-se identificar, também, que um participante do grupo controle foge dos padrões apresentados pelos demais, tendo uma temperatura maior.

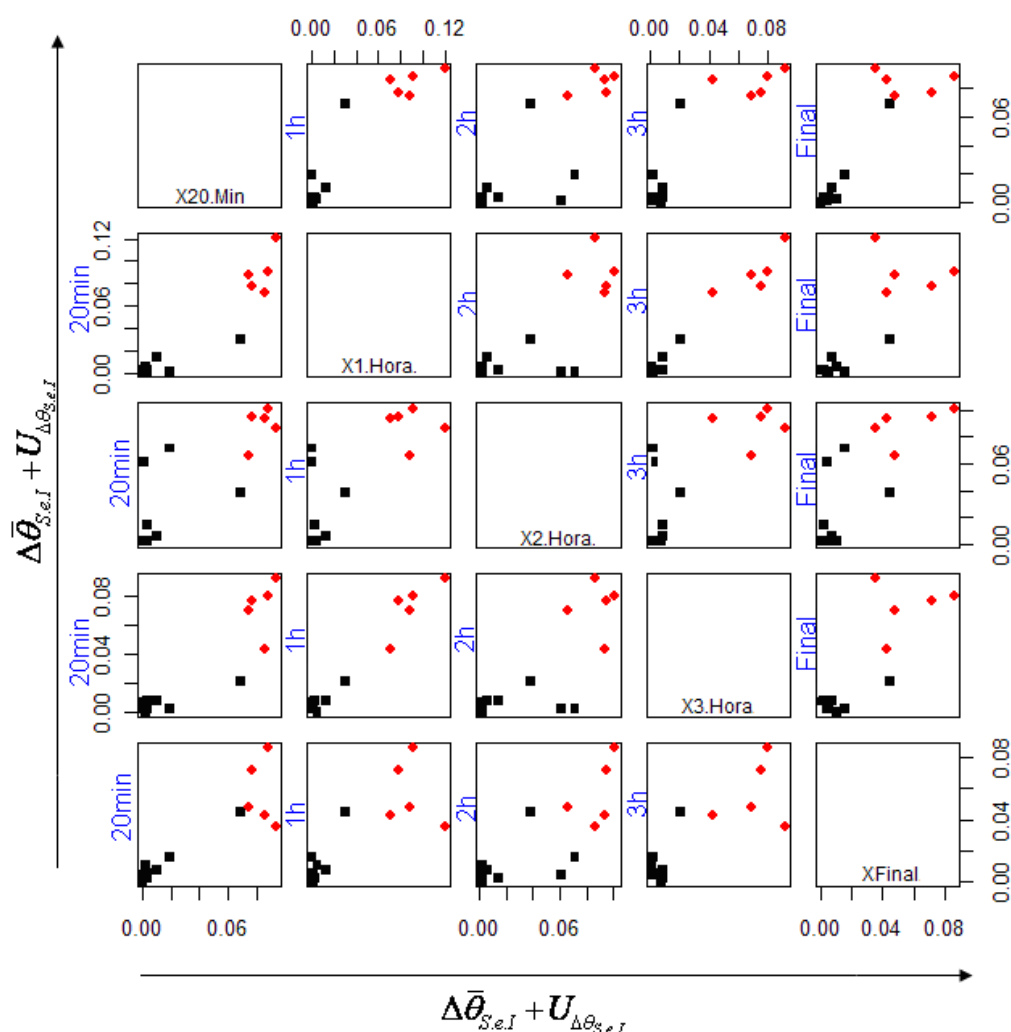


FIGURA 31 - DISPERSÃO DOS DADOS DE TEMPERATURA $\Delta\bar{\theta}_{S.e.I} + U_{\Delta\theta_{S.e.I}}$ NO COMPARATIVO ESTATÍSTICO DOS DIFERENTES MOMENTOS.

A análise resultou em um qui-quadrado = 12,08 (com 5 graus de liberdade) e p-valor = 0,0338. Verificou-se então que foi rejeitada a hipótese de igualdade, isto é ID e IS apresentaram diferença estatística. Assim, ao longo dos cinco momentos, em pelo menos um há diferença entre as mensurações do grupo controle e doente. Os pontos vermelhos correspondem ao grupo de doentes e os pretos ao controle. Na figura 31 a partir da primeira linha, a variável referente ao momento 20min está no eixo x, enquanto que no eixo y se sucedem as variáveis de 1h, 2h, 3h e Fim do Turno. O gráfico compara o valor adimensional do tempo no eixo x com os valores adimensionais dos demais tempos no eixo y gerando a distribuição estatística. A segunda linha tem no eixo x a variável de 1h e no eixo y a sucessão de 20min, 2h, 3h e Fim do turno, e, desta forma sucessivamente, as demais linhas correspondem os eixos x comparados com os demais momentos em y.

4.4 RESULTADOS RELATIVOS AO ELETROMIOGRAFO DE SUPERFÍCIE EM AMBIENTE DE TRABALHO SIMULADO

De acordo com a proposta metodológica, os resultados apontados no ambiente simulado que visaram reduzir as interferências eletromagnéticas do ambiente de trabalho, permitiram certividade do resultado da frequência mediana. Apresentam-se na tabela 4 abaixo a evolução destas frequências dentro dos tempos de coleta estabelecidos e no minuto de realização da atividade proposta o valor absoluto inicial e final.

TABELA 4 – EVOLUÇÃO DE COLETA ELETROMIOGRÁFICA DOS INDIVÍDUOS DURANTE O TRABALHO.

	20 Min. Hz		1 Hora. Hz		2 Horas Hz		3 Horas Hz		Fim Turno Hz	
	Freq.Inicial	Freq.Final	Freq.Inicial	Freq.Final	Freq.Inicial	Freq.Final	Freq.Inicial	Freq.Final	Freq.Inicial	Freq.Final
S1	153,6	123,1	143,9	86,4	120,7	95,2	113,9	95,2	128	103
S2	120	113	118,8	110,1	113,5	105,3	115,6	107,8	120,8	109,2
S3	85,8	81,9	76,8	69,8	76,8	67,3	90,3	85,2	96,3	89,1
S4	115,6	81,3	92,3	75,1	95	85,4	104,6	87,1	94	84,9
S5	106,6	102	104,2	89,3	113,8	102,2	114,5	100,5	106,3	95,4
S6	117,3	101,5	115,3	105,2	101,2	96,1	138,3	129,3	128,6	122,8
S7	95,2	95,4	106	102,5	118,6	101,3	93,9	91,7	129,8	122
S8	121,1	114	89,6	82	95,5	79,5	83,3	79,6	99,7	87,8
ID1	92,3	65,9	94,9	82,2	96,4	92,2	99,4	85,9	158,4	150,6
ID2	85,6	68,9	82,3	75,9	75	73,2	81,2	83,7	99,4	85,4
ID3	88,9	70	92,3	72,9	88,5	69,3	95,2	81,4	98,9	87,6
ID4	85	76	89,6	78,9	82,6	71,8	91,6	78,5	101,5	83,6
ID5	80	61	86,7	66,9	78,7	60,8	98,3	71,5	102,5	89,7

Para avaliar qualitativamente os dados apontados, conforme descrito na metodologia, sugeriu-se acompanhar o delta desta frequência obtida no início e no final do exercício simulado, desta forma obtém-se uma integração simples destes dados, e quanto maior for o delta apontado maior seria o coeficiente de fadiga muscular apontado pelo indivíduo, ou seja, está cansando mais rápido, e por outro lado quanto menor for o delta apontado, menor será o coeficiente de fadiga. Assim podemos apontar 2 possíveis teorias: o delta pequeno representa uma fadiga menor ou o indivíduo já está em seu limite de fadiga no início do exercício. Para eliminar este questionamento também fez-se necessário o acompanhamento da curva de frequência individual coletada em cada período escolhido (20 min, 1 h, 2h, 3 h ou fim de turno), tanto no início quanto no final do minuto coletado.

A correlação estatística aponta que não há significância destes dados ($p=0,3959$) (figura 32). O gráfico 19 apresenta a coleta de dados de Frequência Mediana inicial e final dos indivíduos. Observa-se que os indivíduos diagnosticados apresentam uma frequência mediana inicial e final menor que os indivíduos saudáveis.

Desta forma conseguiu-se determinar que o fator fisiológico individual também apresenta uma variação importante dentro da caracterização e apresentação da fadiga muscular. Apesar de os indivíduos diagnosticados possuírem uma diferença dentro do gráfico demonstrou-se que os mesmos se apresentaram durante todo o tempo de coleta abaixo do valor dos indivíduos sadios.

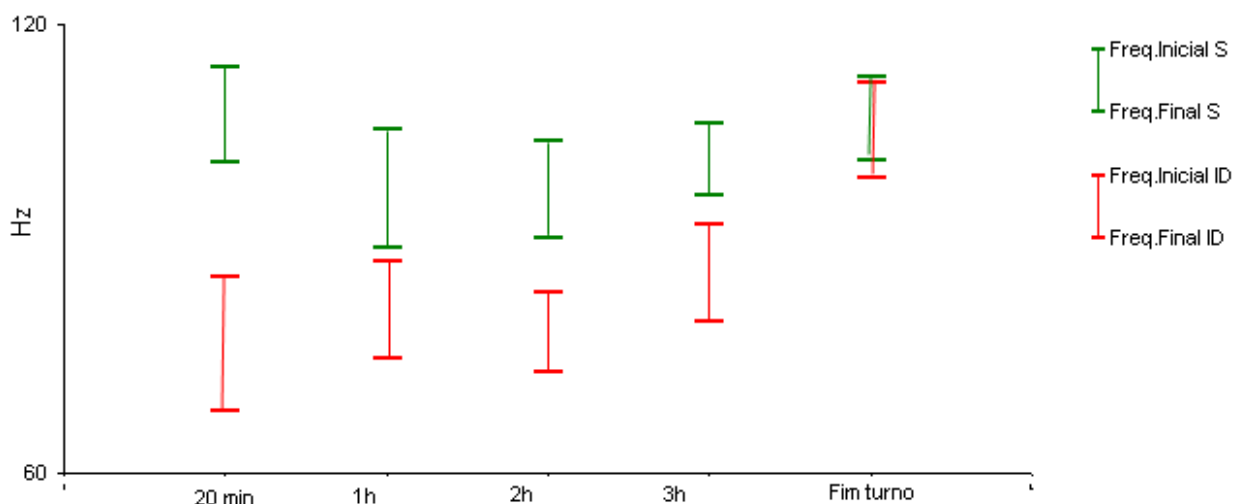


GRÁFICO 19 – FREQUÊNCIA INICIAL E FINAL (Hz) MÉDIA DOS INDIVÍDUOS SADIOS E DIAGNOSTICADOS DURANTE A JORNADA.

De acordo com a metodologia proposta, uma das avaliações e interpretações de resultados foi direcionada pelo delta entre a medição final e inicial do protocolo realizado. Desta forma o gráfico 20 apresenta a distribuição comparativa do delta dos indivíduos diagnosticados ao delta médio dos indivíduos sadios.

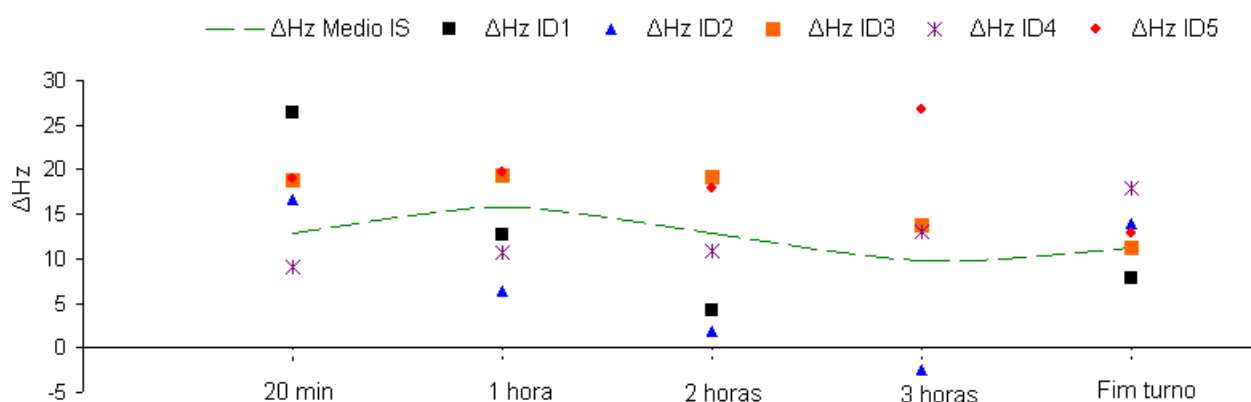


GRÁFICO 20 – Δ_{Hz} INDIVÍDUOS DIAGNOSTICADOS \times Δ_{Hz} INDIVÍDUOS SADIOS NOS TEMPOS DE COLETA DE DADOS.

Conforme verificado pelo Δ_{Hz} do indivíduo diagnosticado dois observa-se um valor negativo. Isto se deve à frequência final do exercício ter sido maior que a frequência inicial. Isto ocorreu pois o voluntário conseguiu manter a sua força durante todo o minuto de teste. Analisando o gráfico 20 os questionamentos sobre o Δ_{Hz} apresentam coerência ao exposto, pois verifica-se que alguns indivíduos diagnosticados apresentam um Δ_{Hz} menor que a média dos indivíduos saudáveis. Salientando que teoricamente quanto menor o Δ_{Hz} menor será o nível de tolerância de fadiga e maior o Δ_{Hz} maior será o nível de fadiga. Assim, observando este ponto a apresentação do gráfico 20 deve estar estritamente ligada ao gráfico 19 pois as frequências iniciais dos indivíduos diagnosticados são menores que os indivíduos saudáveis.

Comparada com a frequência mediana após as coletas iniciais estatisticamente não se verifica diferenças significativas ($p=0.103$), embora tenha ocorrido um discreto declínio na frequência mediana coletada entre os indivíduos saudáveis e diagnosticados caracterizando assim uma tendência ao desenvolvimento do processo de fadiga, como evidenciado por Rosenberg *et al.* (1989) que investigaram a fadiga muscular em contrações isométricas do músculo eretor lombar da espinha, e por meio da análise espectral identificaram a fadiga pela queda da frequência mediana.

Com este comportamento das correlações predominantemente positivas, permitiu-se obter conforme sugerido por Devries *et al.* (1982), Matsumoto *et al.* (1991), Moritani *et al.* (1993) e Pavlat *et al.* (1995) um índice para avaliar levantamento manual de cargas e realização de atividades com determinadas sobrecargas.

Dentre os diversos fatores que podem ser apontados como responsáveis por diferenciação entre os resultados dos indivíduos saudáveis e diagnosticados durante a coleta eletromiográfica apontou-se que o nível de lesão ou até mesmo fatores individuais de condição física podem interferir.

Na análise gráfica da eletromiografia no início da atividade pode ser notada, pelos gráficos da figura 32 que os indivíduos do grupo controle (pretos) tendem a ficar próximos, assim como os doentes (vermelhos), mas os grupos não estão tão próximos. Foi identificado também, que um participante do grupo doente foge dos padrões apresentados pelos demais no último instante de mensuração. Há uma dispersão maior entre o grupo controle em relação ao grupo doente.

Ao realizar análise individual dos dados, percebeu-se que no contexto fisiológico, devido a diferenciação de resposta muscular entre os indivíduos há uma diferença entre os doentes e saudáveis. Apesar de não apontada estatisticamente demonstrou-se que pela tabela 3 a maioria dos indivíduos diagnosticados apresentou um valor menor em Hz no início da jornada

de trabalho. A diferenciação ocorre pois todos os indivíduos são diferentes, e, apesar de alguns apresentarem lesões não se pode quantificar o quanto cada músculo associado do indivíduo apresenta de contribuição de força no momento da execução desta atividade. Por exemplo, se um indivíduo com lesão realiza um trabalho de fortalecimento muscular, ele terá força maior para executar determinada atividade, não querendo dizer que o processo inflamatório já possua uma redução significativa. Demonstraram-se estes dados tanto no início quanto no final da jornada coletada.

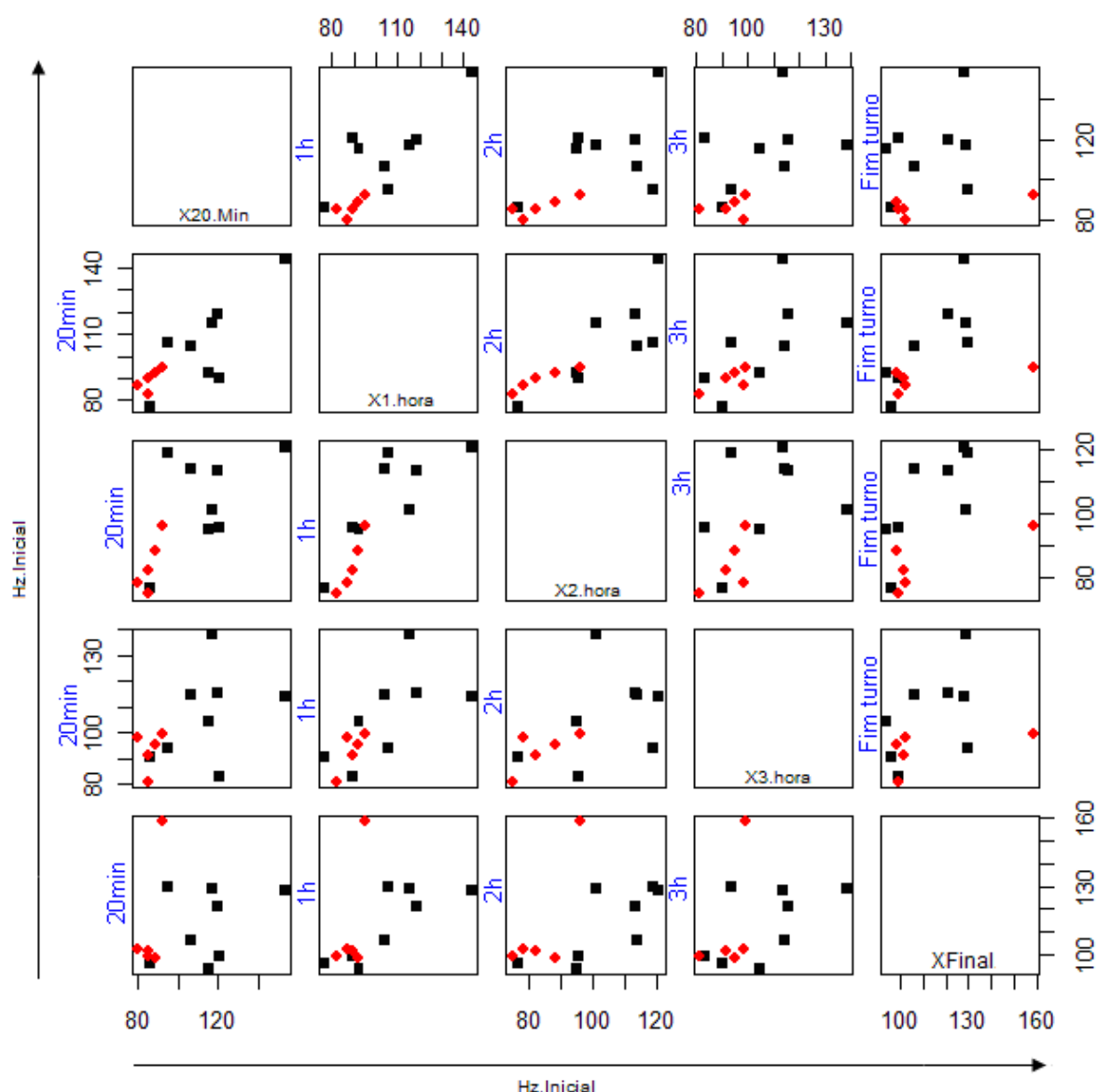


FIGURA 32 – DISPERSÃO DOS DADOS DE ELETROMIOGRAFIA (Hz INÍCIO) NO COMPARATIVO ESTATÍSTICO DOS DIFERENTES MOMENTOS.

A aplicação da MANOVA não-paramétrica para comparar os dois grupos quanto a Eletromiografia inicial resultou em um qui-quadrado = 9,12 (com 5 graus de liberdade) e p-

valor = 0,1045. Na figura 32 os pontos pretos correspondem aos indivíduos sadios e vermelhos aos diagnosticados. A partir da primeira linha, a variável em Hz referente ao momento 20min está no eixo x, enquanto que no eixo y se sucedem as variáveis de 1h, 2h, 3h e Fim do Turno. O gráfico compara o valor da frequência em Hz inicial do tempo no eixo x com os valores em Hz iniciais dos demais tempos no eixo y gerando a distribuição estatística. A segunda linha tem no eixo x a variável de 1h e no eixo y a sucessão de 20min, 2h, 3h e Fim do turno, e, desta forma sucessivamente, as demais linhas correspondem os eixos x comparados com os demais momentos em y. Verificou-se então que não se rejeita a hipótese de igualdade. Assim, ao longo dos cinco momentos, não há diferença estatística em todos os momentos de eletromiografia inicial entre o grupo controle e doente, porém, conforme demonstrado no gráfico 19 há uma diferenciação dos valores iniciais e finais da frequência da potência mediana entre os grupos diagnosticado e indivíduos sadios. A não observação estatística individual se deve à diferenciação entre os padrões musculares e força individual adotada. Conforme apontado nas características envolvidas no protocolo de teste dinâmico relacionaram-se com às constatações de Gamet (1993) e Jansen (1997), pois não levaram a um padrão entre os sujeitos. A inclinação negativa da FPMd não foi confirmada no teste estatístico. Pela figura 32 há uma diferença visual dos dois grupos quanto a eletromiografia média (inicial e final), com exceção do último momento onde há uma intersecção nas amplitudes apresentadas, sendo que essa diferença observada não é estatisticamente significativa.

Na análise gráfica da eletromiografia no final da atividade também pode ser notado, pelos gráficos da figura 33, que os indivíduos do grupo controle (preto) tendem a ficar próximos, assim como os de doente (vermelho). Os pontos pretos correspondem aos indivíduos sadios e vermelhos aos diagnosticados. A partir da primeira linha, a variável em Hz referente ao momento 20min está no eixo x, enquanto que no eixo y se sucedem as variáveis de 1h, 2h, 3h e Fim do Turno. O gráfico compara o valor da frequência em Hz final do tempo no eixo x com os valores em Hz finais dos demais tempos no eixo y gerando a distribuição estatística. A segunda linha tem no eixo x a variável de 1h e no eixo y a sucessão de 20min, 2h, 3h e Fim do turno, e, desta forma sucessivamente, as demais linhas correspondem os eixos x comparados com os demais momentos em y. Os indivíduos do grupo controle distribuem-se de uma forma mais espaçada que os indivíduos do grupo doente. Podemos identificar, também, que um participante do grupo doente foge dos padrões apresentados pelos demais no último instante de mensuração. Há uma dispersão maior entre o grupo controle em relação ao grupo doente. Novamente reforça-se a hipótese de diferenciação

de força muscular individual, porém, conforme apontado no gráfico 19 o grupo diagnosticado apresentou comportamento semelhante com valores menores da frequência da potência mediana do que os indivíduos saudáveis.

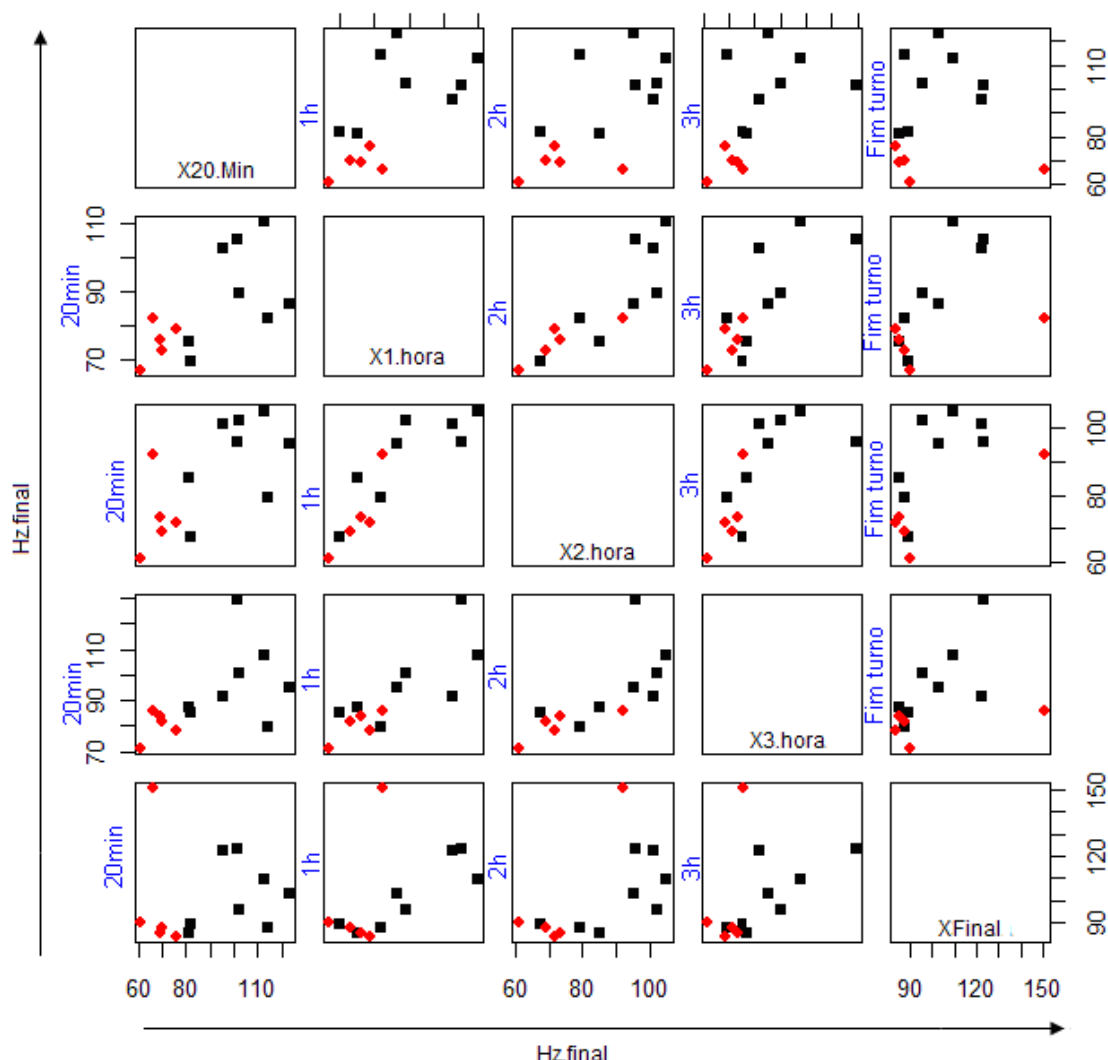


FIGURA 33 - DISPERSÃO DOS DADOS DE ELETROMIOGRAFIA (Hz FINAL) NO COMPARATIVO ESTATÍSTICO DOS DIFERENTES MOMENTOS.

A análise, MANOVA, resultou em um qui-quadrado = 9,1559 (com 5 graus de liberdade) e p-valor = 0,103. Verifica-se então que não se rejeita a hipótese de igualdade. Assim, ao longo dos cinco momentos, não há diferença de eletromiografia final entre o grupo controle e doente. O delta Hz não apresentou correlação estatística ou gráfica. A hipótese direcionada de que os indivíduos já poderiam estar fadigados no início do teste foi confirmada.

Na análise gráfica da eletromiografia da diferença do início e final da atividade pode ser notado, pelos gráficos da figura 34, que não há uma distinção entre os grupos controle

(preto) e doente (vermelho). Novamente os pontos pretos correspondem aos indivíduos sadios e vermelhos aos diagnosticados. A partir da primeira linha, a variável em Hz referente ao momento 20min está no eixo x, enquanto que no eixo y se sucedem as variáveis de 1h, 2h, 3h e Fim do Turno. O gráfico compara a diferença da frequência em Hz final e inicial do tempo no eixo x com os valores em Hz finais e iniciais dos demais tempos no eixo y gerando a distribuição estatística. A segunda linha tem no eixo x a variável de 1h e no eixo y a sucessão de 20min, 2h, 3h e Fim do turno, e, desta forma sucessivamente, as demais linhas correspondem os eixos x comparados com os demais momentos em y.

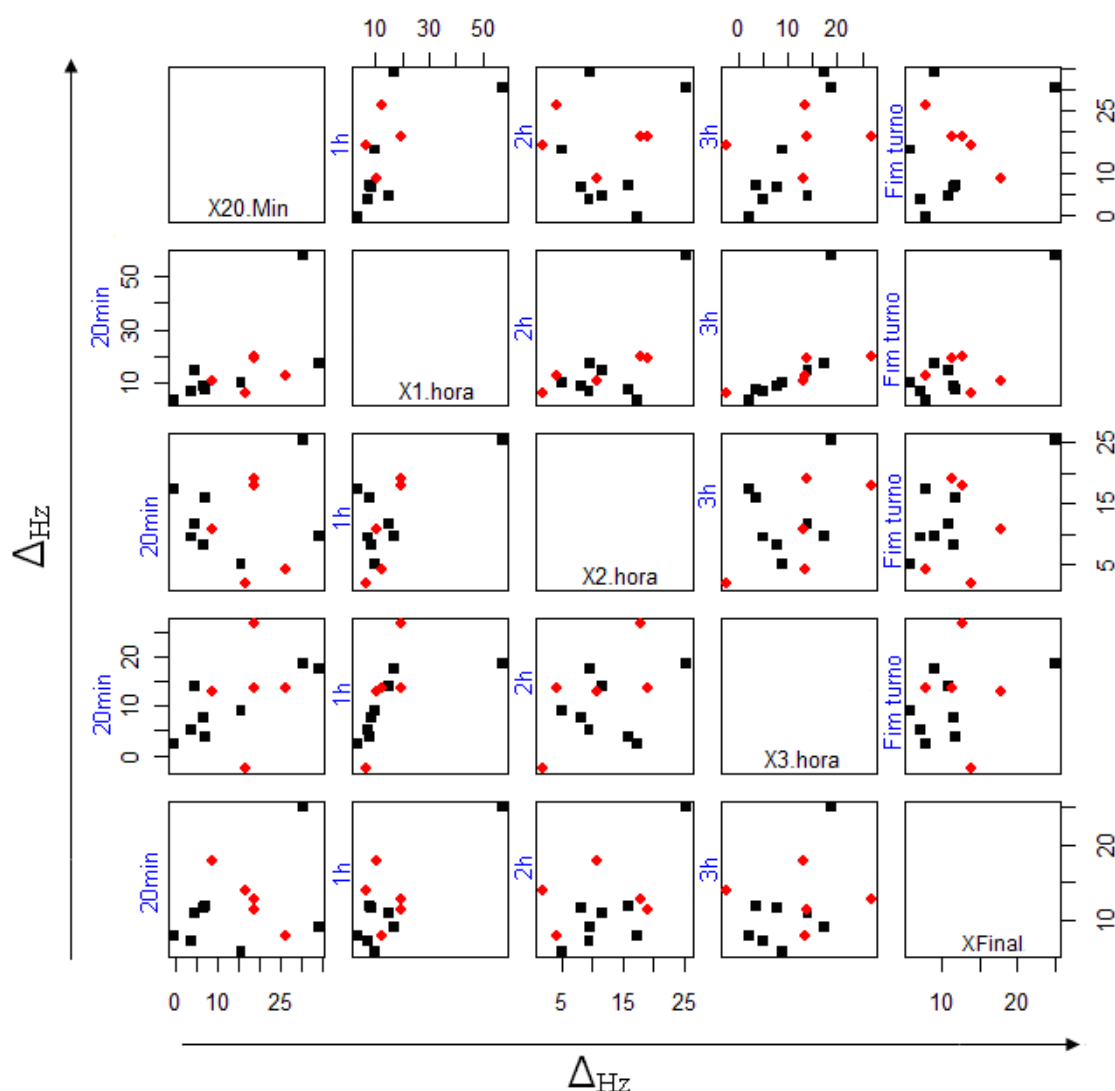


FIGURA 34 - DISPERSÃO DOS DADOS DE ELETROMIOGRAFIA (DIFERENÇA EM Δ_{Hz}) NOS DIFERENTES MOMENTOS DE COLETA.

A aplicação da MANOVA não-paramétrica para comparar os dois grupos quanto a Eletromiografia das diferenças resultou em um qui-quadrado = 5,16 (com 5 graus de liberdade) e p-valor = 0,3959. Verifica-se então que os dados não trazem evidência contra a

hipótese de igualdade. Assim, ao longo dos cinco momentos, não há diferença entre as mensurações do grupo controle e doente para o Δ_{Hz} indivíduos diagnosticados versus o Δ_{Hz} dos indivíduos sadios.

5 CONCLUSÃO

Neste trabalho, foi proposta e investigada a utilização da técnica de gradientes conjugados normalizada para análise de imagens de infravermelho para diagnóstico de doenças ocupacionais. Para isso, a metodologia foi apresentada e aplicada a um conjunto de pacientes que foram previamente diagnosticados com o auxílio da Ressonância Magnética e lesões inflamatórias em região do supra espinhoso.

As principais conclusões deste estudo são:

- a) o método de gradientes conjugados é simples e capaz de evidenciar diferenças significativas entre indivíduos sadios e diagnosticados com lesões em região do ombro, identificando os pontos de normalidade dos indivíduos sadios e comparando aos lesionados. Os exames clínicos e funcionais também auxiliaram no momento da avaliação inicial, direcionando as limitações de amplitudes de movimento dos pacientes estudados.
- b) a utilização de uma temperatura adimensional compensa as leituras de temperatura com relação a variações no metabolismo do indivíduo e temperatura ambiente observadas em determinado local do exame, de modo que as faixas de normalidade esperadas são gerais, i.e., independentes da temperatura do corpo e do ambiente local.
- c) o método de gradientes conjugados foi eficiente para identificar regiões lesionadas associadas à tendinite de supra espinhoso e proximidades da região do ombro nos 13 indivíduos, dentre os quais 8 sadios e 5 patológicos. Os resultados obtidos com a metodologia dos gradientes conjugados para indivíduos diagnosticados foram comparados com médias normais de temperatura de indivíduos sadios, sendo capazes de detectar as anormalidades em 100% dos casos. estudados mesmo com o uso de uma câmera de baixa resolução óptica (160 x 120 pixels) e resolução térmica de 0,1 °C.
- d) como se pode avaliar pelo presente trabalho, os métodos propostos para as avaliações dos pacientes diagnosticados apresentaram correlação entre os métodos de captação superficial aqui definidos pela câmera infra vermelha, o eletromiógrafo de superfície e a ressonância magnética.

- e) o comparativo de eletromiografia consistiu do desenvolvimento e aplicação dos dados de frequência e potência mediana para observação do processo de fadiga dos indivíduos sadios e diagnosticados presentes no estudo. Como contribuição, foi demonstrado que os achados eletromiográficos variam nas diversas etapas da jornada de trabalho para ambos os grupos. Devido às diferenças fisiológicas individuais constatou-se alguns resultados fora dos padrões que se correlacionados aos normais, percebe-se que os níveis de fadiga são maiores para os diagnosticados.
- f) quando se analisa as frequências finais percebe-se um decréscimo rápido para todos os indivíduos, porém a frequência inicial dos indivíduos diagnosticados sempre esteve abaixo dos indivíduos sadios. Através da correlação com a termografia constatou-se que há uma diferenciação clara entre indivíduos sadios e diagnosticados. Através desta observação confirmou-se as hipóteses de que a avaliação termográfica e eletromiografia de superfície podem ser utilizadas para estabelecer níveis de fadiga e também direcionar possíveis padrões diagnósticos de lesões.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- a) Para maior precisão das análises por imagem infravermelha, é essencial que um mapeamento suficientemente refinado em forma de malha do corpo saudável seja produzido, a fim de permitir a comparação dos pacientes entre a medida da região de interesse e a faixa de normalidade esperada que corresponde à mesma região do corpo. Para isso, um aplicativo de computador poderia ser desenvolvido para produzir um mapeamento de malha, em todo o corpo humano, usando dados coletados a partir de imagens infravermelhas feitas a partir de uma amostra representativa de indivíduos saudáveis, de modo que se poderiam determinar limites de normalidade para todas as regiões do corpo.
- b) No seguimento deste estudo de imagem infravermelha, a metodologia de gradientes conjugados deve ser utilizada para verificar a possibilidade de ser eventualmente usada para a definição de uma margem de segurança em termos de gradientes de temperatura adimensional de uma dada região de interesse, ROI, para doenças ocupacionais (e.g., ombro, mãos). Além disso, a imagem infravermelha normalizada e a metodologia de gradientes conjugados também pode ser utilizada para investigar eventualmente indivíduos queixosos em locais de trabalho.
- c) Complementa-se também que independentemente do protocolo, observou-se significativa similaridade entre o comportamento das variáveis eletromiográficas e termográficas para os grupos. A identificação de fadiga através destes métodos pode ser explorada com maior profundidade em se tratando de tempo de realização de jornada no momento da coleta, rodízios entre os postos e atividades de trabalho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AMERICANO, Maria José. **Prevenção às LER/DORT-** Site da Web: http://www.2.uol.com.br/prevler/o_que_eh.htm, Acessado em 23/08/2005.
- ANEZ, Ciro Romélio. **A eletromiografia na análise da postura.** Disponível em : <http://www.pucpr.com.br>. Acesso em outubro de 2003.
- ANDRADE, E.X.L; SILVA, G.N; SRI RANGA, A. – Seleta do XXII Congresso Nacional de Matemática Aplicada e Computacional – **Tendências em Matemática Aplicada e Computacional**, São Paulo, v.1, n. 2, p. 469-474, 2000.
- ARAÚJO, I. E. M; ALEXANDRE, N. M. C. Ocorrência de Cervicodorsolombalgias em Funcionários de Enfermagem em Centro Cirúrgico. **Revista Brasileira de Saúde Ocupacional**, 94-95 (25): p. 119-127, 1994.
- BACH, V., TELIEZ, F., LIBERT. J.P. The interaction between sleep and thermoregulation in adults and neonates. **Sleep medicine reviews**, v.6, n.6, p. 481-492.2003.
- BAMMER, G. Work related neck and upper limb disorders. In: CONGRESSO LATINO AMERICANO E SEXTO SEMINÁRIO BRASILEIRO DE ERGONOMIA. Florianópolis. Anais. **Boletim ABERGO** nº 03, 2000. Vol13. 1993
- BARBOSA, S. de L. Teoria vs prática gerencial: a qualidade de vida no trabalho como discurso para obter eficiência organizacional. **Revista Ciência Empresarial**, Curitiba, v. 1, n. 1, jul./dez. 2001, p. 75-92.
- BASMAJIAN, J. V. Electro-fisiologia de la acción muscular. Buenos Aires Argentina: **Editorial Médica Panamericana S.A.**, 1976.
- BEJAN, A. **Heat Transfer**,. New York: John Wiley e Sons, 1993.
- BIASI, G. *et al.* The role computerized telethermography in the diagnosis of fibromyalgia syndrome. **Minerva Med.**, Torino, v.85, p.451-454, 1994.
- BIGLAND-RITCHIE, B.; DONOVAN, E.F. e ROUSSOS, C.S. Conduction velocity EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. **J. Appl. Physiol.**, 1300-1305, 1981.
- BLUESTEIN, H.G. Periarticular rheumatic complaints. In: **STEIN, J.H. (Ed.) Internal Medicine**. 5th ed. St. Louis: Mosby, 1994.
- BONATO, P., *et al* (1997) “ Localizes muscle fatigue in back muscles: static vs dynamic contractions”. **Proceedings – 19th International Conference**. Chicago, IL. USA: IEEE/EMBS

BRIOSCHI M.L.; CIMBALISTA JUNIOR,M.;SAITO,R.T. Avanços no diagnóstico complementar da LER/DORT por termografia infravermelha. **Arquivo Médico**,v.2, n.3.p. 107-112,jul/set, 2001.

BRIOSCHI, M.L.; COLMAN, D.; MELLO NETO, H. Fusing IR and magnetic resonance (MR) image. **J. Korean Med. Thermol.**, Seoul, v.2, p.57-58, 2002.

BRIOSCHI M.L.;MACEDO J.F.; MACEDO C.R.A. Termometria cutânea, novos conceitos. **J. Vasc. Br.**, Porto Alegre, v.2, n.2, p.151-160, jun 2003.

BRIOSCHI, M.L. *et al.* Documentação da síndrome dolorosa miofascial por imagem infravermelha. **Acta Fisiatr.**, São Paulo, v.14, p.41-48, 2007.

BRUEHL, S., LUBENOW, T.R., NATH, H., IVANKOVICH, O. Validantion of thermography inte diagnosis of RSD. 1996. **Clin J Pain**, 12 (4) p.316-325.

CAILLET, R. Dor : Mecanismo e Tratamento. **Artmed**, 1999.

CARDOZO, A. C.; GAUGLITZ, A. C. F. ; GONÇALVES, M. (2001). Resposta espectral do músculo eretor da espinha durante contrações isométricas obtidas por eletromiografia de superfície. In: **Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 9, Gramado, 2001. Anais, 348(a)-348(f).

CHAFFIN, Don B. **Biomecânica Ocupacional**. 3eed.Belo Horizonte: Ergo, 2001. 579p.

CHENG, V.S; BAI, J; CHEN, Y. A high-resolution three-dimensional far-infrared thermal and true-color imaging-system for medical applications. **Med. Eng. Phys.**, London, v.31, p.1173-1181, 2009.

CHRISTENSE H., SOGAARD,K., JENSEN, B.R. et al.(1995) “Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions”. **J.Electromyograph Kinesiology**, 5(1): 27-36

CHRISTIANSEN, J., GEROW, G. **Thermography: Seminars in chiropractic**, 1990.1(1). Williams e Wilkins.

CLARYS, Jan Pieter: CABRI, Jan. **Electromyography and the study of sports movements: a review**. Bruxelas: Universidade de Bruxelas, 1998.

COLLINS, A.J. *et al.* Quantitation of thermography in arthritis using multiisothermal analysis. **J. The thermographic index**. Ann. Rheum. Dis., London, v.33, p.113-115, 1974.

CORLETT, E.N., MADELEY, S.J. MANENICA, L., 1979. Posture targeting: a technique for recording working postures. **J.Ergonomics** 22(3), 357-366

CORREIA, P.P.; SANTO, P.M. e VELOSO. A. Electromigografia fundamentação fisiológica, métodos de reclhoa e processamento. **Aplicações cinesiológicas**. Lisboa: FMH, 1993.

COUTO, Hudson de Araújo. **Ergonomia Aplicada ao Trabalho - O Manual Técnico da Máquina Humana**. v.2 Belo Horizonte: Ergo, 1995. 383p.

COUTO, Hudson de Araújo. **Como gerenciar a questão das I.E.R./D.O.R.T.: Lesões por esforços repetitivos, distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho**. 2.ed. Belo Horizonte: Ergo, 1998. 438p.

CUNHA, M.C. **Métodos Numéricos**, 2a Ed. Campinas: editora Unicamp, 2003, p. 64-72.

DE SILVA, M. *et al.* Assessment of inflammation in the rheumatoid knee joint: correlation between clinical, radioisotopic, and thermographic methods. **Ann. Rheum. Dis.**, London, v.45, p.277-280, 1986.

DELUCA, C.J. (1984) “ Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans”. **Critical reviews in biomedical engineering**, 11(4), 251-279.

DELUCA, C.J. (1997) “ The use of surface electromyography in Biomechanics”. In: **Journal of Applied Biomechanics**, v.13, p. 135-163.

DEVEREAUX, M.D.; PARR, G.R.; LACHMANN, S.M. *et al.* Thermographic diagnosis in athletes with patello femoral arthralgia. **J Bone Joint Surgery**, London, v.68B, n1, p. 42-44, 1986.

DEVRIES, H. A.; MORITANI, T.; NAGATA, A. ; MAGNUSSEN, K. (1982). The relation between critical power neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. **J.Ergonomics**, 25, 783-791

DIBENEDETTO, M. *et al.* Foot evaluation by infrared imaging. **Mil. Med**, Bethesda, v.167, p.384–392, 2002.

DIXON, D.C. **Indicações e técnicas para a imagem da articulação temporomandibular**. In: ZARG, G.A. *et al.* **Disfunções da articulação temporomandibular e dos músculos da mastigação**. São Paulo: Editora Santos, cap.19, p. 435-461, 2000.

DOU, 1998, “Diário Oficial da União”, Aceso em 20 de Janeiro 2002 em <http://www.cefetes.br/content.aspx?chn=123&ctt=402>.

DU BOIS-REYMOND E. (1849). **Untersuchungen ueber thiersiche electricitae** (vol.2, part 2) Berlin: Teimer-verlag.

DUCHENNE, G.B.; KAPLAN, E.B. (1949). Tradução **Physiology of movement**. Philadelphia: WB Saunders.

EDWARDS, R.H.T. Human muscle function and fatigue . Londres. Edic. **Whelan**, 1981.

ENOKA, R., STUART, D.G. Neurobiology of muscle fatigue. **J Appl Physiology** 21, v.72, n.5, 2000.

ERFANIAN, A., CHIZECK, H.J., HASHEMI, R.M. (1994) “Evoked EMG in electrically stimulated muscle and mechanisms of fatigue”. **Engineering in Medicine and Biology Society**.

FILUS, R, OKIMOTO, M.L.R O efeito do tempo de rodízios entre postos de trabalho nos indicadores de fadiga muscular – o ácido láctico, **Dissertação de Mestrado UFPR** 2006.

FRANCISCHETTI, A.C.; BANKOFF, A.D.P.; FRANCISCHETTI, M.L. **Analisis Electromiografico de los musculos anteriores de la parte posterior del muslo y de la porcion larga del biceps**, 1990

FROST, Paul; ANDERSEN, Johan H. Shoulder impingement syndrome in relation to shoulder intensive work. **Occupational and Environmental Medicine**, vol. 56, nº 7, p.494-498, jul. 1999.

FUJIMASA, I. Pathophysiological expression and analysis of far infrared thermal images : a standardized thermographic image diagnosis procedure using computed image processing. 1998. **IEE Eng Med Biol**, 17 (4): p.34-32.

GALILEI, GALILEU, citado em “ **A História da Termografia**” <http://www.raytheoninfrared.com/learnmore/history.html>. Acesso em 25/01/2010

GALVANI, L., GREEN, R.M., (1953) “**tradução do original em Italiano, commentary of the effect of the electricity on muscular motion**”

GAMET D. et al. (1993) “Surface electromyogram power spectrum in human quadriceps muscle during incremental exercise”. **Journal applied physiology**, 74(6):2704-2710

GARCIA *et al.* O uso da Termografia como método auxiliar no diagnóstico da Síndrome de Estresse Tibial Medial. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. V.9.n.6 p. 442,2003

GASSER, H.S.; NEWCOMER, H.S. (1921). “ Physiological action currents in the phrenic nerve. An Application of the termionic vacuum tube to nerve physiology.” In: **Am.J. Physiol.**, 57:1-26.

GERLEMAN, D.G.; COOK,T.M. (1989), Instrumentation, in manual of surface electromyography for use in the occupational setting”. **DHHS publication**, US, pp. 81-126.

GIANSANTI, D. Improving spatial resolution in skin-contact thermography: comparison between a spline based and linear interpolation. **Med. Eng. Phys.**, London, v.30, p.733-738, 2008.

GONÇALVES, M. ; CERQUEIRA, E. P. (1998). Análise eletromiográfica do levantamento manual de carga em diferentes posturas, altura inicial da carga e do uso do cinto pélvico. In: **congresso de educación física e ciencias do deporte dos países de língua portuguesa e vii congresso galego de educación física, 6, la corunã**, 1998. Anais, 140.

GONÇALVES, M. (2000). Limiar de fadiga eletromiográfica. In **Denadai, B. S. e col. Limiar de fadiga eletromiográfica. Avaliação Aeróbia: determinação indireta da resposta do lactato sanguíneo**. (pp. 129-154), Rio Claro.

GONÇALVES, M. (2001) Análise da fadiga muscular por indicadores biomecânicos. **Tese de Livre Docência**, IB-UNESP, Rio Claro.

GONÇALVES, M. ; SILVA, S. R. D. (2001). O efeito do uso de cinto pélvico em teste para determinação do limiar de fadiga eletromiográfico. In: **Congresso Brasileiro De Biomecânica**, 9, Gramado, 2001. Anais, p.311-316, 2001.

GRANATA, K. e MARRAS, W. **EMG – assisted model of biomechanical trunk loading during free- dynamic lifting**. J. Biomechanics, 1999.

GRANDJEAN, E. **Manual de Ergonomia – Adaptando o trabalho ao homem**: Bookman, 4^o ed, 1998

GRATT, B.M. *et al.* Electronic thermography of normal facial structures: a pilot study. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Louis, v.68, p.346-351, 1993.

GRIOFORESCU, C.E.A; RADEV,K.B.; CHESARU.V. et al. **Thermal fluxes from the human body**. Computers Mth. Aplic., v.32,n.11, p.47-50..1996.

GROBKLAUS R, BERGMANN K E "**Physiology and regulation of body temperature**" In Thermological Methods (Applied Thermology, Eds J-M Engel, U Flesch, G Stüttgen) (Weinheim: VCH, 1985) p. 11

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de fisiologia medica**. 10.ed. Mexico: McgrawHill Interamericana, 2001.

HAGBERG, M. (1981) “ Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise”. **Journal of applied physiology** 51(1), 1-7.

HELFENSTEIN M: “Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT) - em “Atualização Terapêutica” - **F. Cintra do Prado, Jairo Ramos e J. Ribeiro do Valle**, 22^aed. Editoras Artes Médicas Ltda: 1776-1778; 2005

HERSCHELL W, **Journal Chemical Education** 28 (5) 267 (1951)

HONORIO, F.J.A. Mapeamento da temperatura corporal em difentes situações. **Dissertação de Mestrado**. Universidade do Estado de Santa Catarina, 2004. 150p.

HYNE, V., AND M. J. KEARSEY, 1995 QTL analysis: further uses of ‘marker regression. **Theor. Appl. Genet.** **91**: 471–476.

IIDA, Itiro. **Ergonomia: Projeto e Produção**. 2^o. Ed. rev. e ampl. – São Paulo: Edgard Blucher, 2005.

INOUE, K. *et al.* The use of thermography in the assessment of the rheumatoid knee – the thermographic index and the heat distribution index. **Ryumachi**, Tokyo, v.30, p.356-361,1990.

INSTITUTO NACIONAL DE SEGURIDADE SOCIAL – MPS. Lesões por Esforços Repetitivos – **Normas Técnicas para Avaliação de Incapacidade**, 1998.

IVANITSKY, E.P. KHIZHNYAK, A.A. DEEV, L.N. KHIZHNYAK, 2006, Thermal imaging in medicine: A comparative study of infrared systems operating in wavelength ranges of 3–5 and 8–12 μm as applied to diagnosis published in Doklady Akademii Nauk, 2006, Vol. 407, No. 2, pp. 258–262.

JANSEN R., AMENT, W., VERKERKE, G.J., HOF, A.L. (1997) “ Median power frequency of the surface electromyogram and blood lactate concentration in incremental cycle ergometry”. **European Journal Applied Physiology. Occupation Physiology.** 75(2): 102-108.

JASZCZAK, P. Blood flow rate, temperature, oxygen tension and consumption in the skin of adults measured by a heated microcathode oxygen electrode. **Dan. Med. Bull.**, Copenhagen, v.35, p.322-334, 1988.

KESSLER, F.B. 1986. **Complications of the management of carpal tunnel syndrome. Hand Clinics** 2(2):401-406.

KUMAR, S e MITAL, A. Electromiography in ergonomics. **UK: Taylor e Francis, 1996.**

LANGLAIS, R.P., VAN RENSBURG L.J.; GUIDRY, J., MOORE, W.S.; MILES, D.A.; NORTIJÉ, C.J. Magnética Resonance Imaging in Dentistry. **Dent Clin North Am** 2000; 4(2): 411-426.

LAGASSE, PAUL. Neuromuscular considerations. In standardizing biomechanical Testing in Sport. **Hampaign: Human Kinetics, 1987.**

LAWSON, R.N. Implications of surface temperatures in the diagnosis of breast cancer, **Can. Med. Assoc. J.**, Ottawa, v.75, p.309-315, 1956.

LECH, O.; HOEFEL, M.D.G.; SEVERO, A. **Visão geral das lesões de membros superiores, especialmente as ligadas à sobrecarga funcional.** In: COUTO, Hudson Araújo, 1998.

LICHTENBELT, W.D.M.; WESTERTERP-PLANTENGA, M.S.; HOYDONCK, P. Individual variation in the relation between body temperature and energy expenditure in response to elevated ambiente temperature. **Physiology & Behavior.** V. 73, p. 235-242, 2001.

LIPSCHUTZ, S.; M. L. LIPSON, M.L. **Theory and problems of probability.** 2nd ed. New York; McGraw-Hill, 2000.

LOPES, P.R. (2004), Aplicação do ambiente simulado na resolução de problemas ergonômicos em postos de trabalho industrial. **Dissetração de Mestrado – UFPR.**

MALONE, Terry R; RICHMOND, Gwendolyn Waser; FRICK, Jill L. Shoulder pathology. IN: **Orthopedic Therapy of the Shoulder: Philadelphia: J. B. Lippincott Company, cap.3, p.105-156, 1995.**

MANDAL, A. C. The Seated Man (Homo Sedens). The Seated Work Position. Theory and Practice. **Applied Ergonomics**, 12 (1): p.19-26.1981.

MARCELINO, A.M.D.,(2006) “Análise tempo-frequência de sinais eletromiográficos para a avaliação de fadiga muscular em ciclo ergômetro”. **Tese de Doutorado** Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia.

MARRAS,W.S. Occupational low back disorder causation and control. **Ergonomics**. Vol43, nº7, p.880-902, 2000.

MARTINEZ-LAVIN, M. Fibromyalgia as a sympathetically maintained pain syndrome. **Curr. Pain Headache Rep.**, Philadelphia, v.8, p.385-389, 2004.

MATSUMOTO, T.; ITO, K. ; MORITANI, T. (1991). The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in colleague women. **European Journal Applied Physiology**, 63, 1-5.

MCARDLE, William D. & KATCH, Frank I. & KATCH, Victor L.; **Fisiologia do Exercício: Energia, Nutrição e Desempenho Humano** ; 3a; Guanabara Koogan; Rio de Janeiro; 1991

MCARDLE, W.D. KATCH, F.I. KATCH, V.L. **Essential of exercise physiology**. Lippincott Williams & Wilkins,1994

MENDES, R. **Patologia do trabalho**. Rio de Janeiro: Atheneu, 1995

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Projeto Promoção Saúde**. Brasília: Secretaria de Políticas de Saúde, 2001. 112p.

MOLINARI F., KANAFLITZ M., BONATO P., ACTIS M.V., (2006) “ Electrical manifestations of muscle fatigue during concentric and eccentric isokinetic knee flexion extension movements”. **IEEE Trans. On Biomed engineering**, vol.53, no. 7.

MOONEY, V. Avaliação e Tratamento da Dor Lombar. **Revista Clinical Symposia**, 48 (4): p.2.2000.

MORAES JR, D. (2006) Análise integrada das perdas do design sustentável e produção enxuta em sistema de produção automotivo. **Dissertação de Mestrado** – UFPR.

MORAES, A.M. *et al.*. Definições. Disponível em Site <http://venus.rdc.pucrio.br/moraergo/define.htm>. Acesso em 26/06/2000.

MOREIRA, Caio; CARVALHO, Marco Antônio P.- **Reumatologia Diagnóstico e Tratamento**. 2ªedição, 2001.

MORITANIN, T.; MURO,M. and NAGATA A. (1986) “Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue”. **Jour. Applied of Physiology**, v.60, p. 1179-1185.

MORITANI, T.; TAKAISHI, T. ; MATSUMOTO, T. (1993). Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. **Journal Applied Physiology**, 31, 1729-1734.

MORREY BF, NA KN. Biomechanics of the shoulder. In C.A. Rockwood & F.A. In: Rockwood CA, and Matsen FA, editors. **The shoulder**. Philadelphia: W.B. Saunders; 1990.p. 526-622.

NG, J. K. ; RICHARDSON, C. A. (1996). Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. **Arch Phys Med Rehabil**, 77 259-64.

NICOLETTI, Sérgio José; LAREDO FILHO, José; FALOPPA, Flávio. Avaliação radiográfica do ângulo de inclinação do acrômio em indivíduos normais. **Revista Brasileira de Ortopedia**, vol.25, n.6, p.161-164, 1990

NIST/SEMATECH e-Handbook of Statistical Methods, <http://www.itl.nist.gov/div898/handbook/>,2010.

OLIVEIRA C. R. et al. **Manual Prático de Lesões por Esforços Repetitivos- LER**. Belo Horizonte- MG: 1o Ed. Health, 1998

OMS (2001). **Relatório da Saúde no Mundo**, 2001. Genebra. www.who.int/entity/whr/2001/en/whr01_djmessage_po.pdf . Acesso fev 2002.

PAVLAT, J. D.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; ECKERSON, J. M. (1995). Electromyographic responses at the neuromuscular fatigue threshold. **Journal Sports Medicine Science Sports**, 35, 31-37.

POGREL, M.A.; MCNEILL, C.; KIM, J.M. The assessment of trapezius muscle symptoms of patients with temporomandibular disorders by the use of liquid crystal thermography. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v.82, p.145-151, 1996.

POHLHAUSEN, E. Der wärmeaustausch zwischen festen körpern und flüssigkeiten mit kleiner reibung und kleiner wärmeleitung. *Z. Angew Math. Mech.*, Berlin, v.1, p.115-121, 1921.

QUEK, C; IRAWAN, W; NG, E.Y.K. A novel brain inspired neural cognitive approach to SARS thermal image analysis. **Expert Syst. Applic., New York**, v.37, p.3040-3054, 2010.

RADHAKRISHNA,M.; BURNHAM, R. Infrared Skin temperature Measurement Cannot be used to detect myofascial tender spots. **Arch Phys Med Rehabil**, vol 82, p. 902-905,2001.

RAYMUNDO, J. L. P. *et al.* Perfil das lesões e evolução da capacidade física em atletas profissionais de futebol durante uma temporada. **Rev Bras Ortop**, Rio de Janeiro, v. 40, n. 6, jun. 2005.

REDI, F. (1617). “Esperienze intorno a diverse cose naturali e particolarmente a quelle che ci sono portate dale Indie”. Florence, Italy. P. 47-51.

RING, E.F.J. *et al.* Quantitation of thermography in arthritis using multi-isothermal analysis. II. Effect of nonsteroidal anti-inflammatory therapy on the thermographic index. **Ann. Rheum. Dis.**, London, v.33, p.353-356, 1974.

RING, E.F.J Objective measurement of arthritis by thermography **Acta Thermographica**, Padova, v.5, p.14-17, 1980a.

RING, E.F.J. Quantitative thermography and thermographic index. **Verh. Dtsch. Ges. Rheumatol., Darmstadt**, v.6, 287-288, 1980b.

RING, E.F.J. Progress in the measurement of human body temperature. 1998. **IEEE Eng.Med Biol Mag**, 17(4): p. 19-24.

Rosenburg R, Seidel H. Electromyography of lumbar erector spinae muscles: influence of posture, interelectrode distance, strength, and fatigue. **Eur J Appl Physiol** 1989; 59:104-14.

ROTHSCHILD, B.M. Fibromyalgia: an explanation for the aches and pains of the nineties. **Compr. Ther.**, Harvard, v.17, p.9-14, 1991.

SAIDMAN, J. **Diagnostic et traitement des maladies de la colonne vertébrale**. Paris: G. Doin, 1948.

SANTOS,N. FIALHO, F. **Manual de Análise Ergonômica do Trabalho**. Curitiba, Gênese, 2000.

SANTOS, N.; DUTRA, A. R. A Introdução à Ergonomia. Programa São Paulo **Alpargatas de Ergonomia. Módulo 1**. UFSC, Departamento de EPS – Florianópolis,SC, 2001

SENIAM, **The State of the Art on Sensors and Sensor Placement Procedures for Surface ElectroMyoGraphy: A proposal for sensor placement procedures, deliverable of the SENIAM project**, eds. H.J. Hermens, B. Freriks, Roessingh Research and Development b.v., 1997, ISBN 90-75452-09-8.

SCHIPPLEIN, O. D.; TRAFIMOW, J. H.; ANDERSON, G. B. J. ; ANDRIACCHI, T. P. (1990). Relationship between moments at the L5/S1 level, hip and knee joint when lifting. **Journal Biomechanics**, 23, 907-912.

SCUDDS, R.A.; HECK, C.; DELANEY, G. A comparison of referred pain, resting skin temperature and other signs in fibromyalgia (FM) and myofascial pain syndrome (MPS). **J. Musculoskel Pain**, Dublin, v.3, p.97, 1995.

SLUITER, Judith K; REST, Kathleen M; FRINGS-DRESEN, Monique H. W. Criteria document for evaluation of the work-relatedness of upper extremity musculoskeletal disorders. **Coronel Institute for Occupational and Environmental Health, Academic Medical Center**, University of Amsterdam. Amsterdam: p. 29-96, jan. 2000.

SOBRINHO, SCHÜLLER O. Temas de Ciências Sociais. In: VIEIRA, **S. I. Medicina básica do trabalho**. Curitiba:Gênese, 1995, v.4.

SOMMERICH, C.M., J.D. MCGLOTHLIN, W.S. MARRAS. 1993. Occupational risk factors associated with soft tissue disorders of the shoulder: A review of recent investigations of the literature. **Ergonomics** 36(6):697-717.

SPROTT, H. *et al.* Microcirculatory changes over the tender points in fibromyalgia patients after acupuncture therapy (measured with laser-Doppler flowmetry). **Wien Klin. Wochenschr.**, Wien, v.7, p.580-586, 2000.

STARY, O. The pathogenesis of discogenic disease. **Rev. Czech. Med.**, Prahe, v.2, p.1-16, 1956.

STEKETEE, J. Spectral emissivity of skin and pericardium. **Phys. Med. Biol.**, London, v.18, p.686-694, 1973.

SULLIVAN, M. S. (1989). Back support mechanisms during manual lifting. **Phys. Med.**, 69, 38-45.

SUN, P.C.; JAO, S.H.; CHENG, C.K. Assessing foot temperature using infrared thermography. **Foot Ankle Int**, Baltimore, v.26, p.847-853, 2005.

SUN, P.C. *et al.* Relationship of skin temperature to sympathetic dysfunction in diabetic at risk feet. **Diabetes Res. Clin. Pract.** Amsterdam, v.73, p.41-46, 2006.

THOMAS, D. *et al.* Computerized infrared thermography compared with quantitative isotopic bone scanning in rheumatoid arthritis. **Thermology**, v.3, n.2, p.145, 1989.

THOMAS, C.A. K. *et al.* Eletromiógrafo com conversor A/D. IN: Congresso Brasileiro de Biomecânica. **Anais [VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica]** / editores: Maria Helena Kraeski... [*et al.*] Florianópolis: UDESC, 1999. p. 363-367.

TOGAWA, T. Non-contact skin emissivity: measurement from reflectance using step change in ambient radiation temperature. **Clin. Phys. Physiol. Meas.**, Bristol, v.10, p.39-48, 1989.

TOROSSIAN, F.; GIARD, A.; CEREJA, F. Digital thermography for the evaluation of the effect of betamethasone in the treatment of acute sinusitis. Preliminary study. **Presse Med.**, Paris, v.26, n.31, p.1482-1487, 1997.

UEMATSU, S. Thermographic imaging of cutaneous sensory segment in patients with peripheral nerve injury. Skin-temperature stability between sides of the body. **J. Neurosurg.**, Baltimore, v.62, p.716-720, 1985a.

UEMATSU, S. *et al.* Thermography as a diagnostic aid: A commentary on experimental methods, data interpretation and conclusions. **Thermology**, v.1, p.55-58, 1985b.

UEMATSU, S. *et al.* Quantification of thermal asymmetry. Part 1: Normal values and reproducibility. **J. Neurosurg.**, Baltimore, v.69, p.552-555, 1988.

VAN DIEEN, J. H.; OUDEVRIELINK, H. H. E. ; TOUSSAINT, H. M. (1993). Trunk extensor endurance and its relationship to electromyogram parameters. **Eur. J. Appl. Occup. Physiol.**, 66 388-96.

VAN WELY, P. Design and disease. **Applied Ergonomics**. 1(5), 262-269. 1998.

VARGAS, J.V.C. *et al.* Normalized methodology for medical infrared imaging, **Infrared Physics & Technology**, New York, v.52, p. 42-47, 2009.

VILLASENOR-MORA, C; SANCHEZ-MARIN F.J; CALIXTO-CANON, S. An indirect skin emissivity measurement in the infrared thermal range through reflection of a Co₂ laser beam. **Rev. Mex. Fís., Mexico**, v. 55, p.387-392, 2009.

VITASALO, J.T.; LUHTANEN, P.; RAHKILAP, P. ; RUSKO, H. (1985). Electromyographic activity related to aerobic and anaerobic threshold in ergometer bicycling. **Acta Physiologica Scandinavica**. v. 124, 287-293.

VOLLESTAD, N.K (1988) “ Biochemical correlates of fatigue”. **European Journal of applied physiology**. 57, 336-347

VOLTA, A. (1792). “Memoria prima sull’elettricità animale.” **In: Collezione dell’Opere II**. Florence, Italy.G.Piatti.

WILLIAMS R, & WESTMORLAND M. (1994). Occupational Cumulative Trauma Disorders of the Upper Extremity: A Literature Review. **American Journal of Occupational Therapy**, 48, (5), 411-420.

WINTERS, J. M. ; WOO, S. L. Y. (1990). Multiple muscle systems. Biomechanics and Movement Organization. **Springer-Verlag**, New York.

WISNER, A. A inteligência no Trabalho : **Textos selecionados em Ergonomia**. São Paulo: Fundacentro, 1997.

WUNDERLICH CRA. *Das Verhalten der Eigenwärme in Krankheiten*. **Leipzig, O. Wigand 1868**. Translated by New Sydenham Society, 1871.

ZHANG, H.Y. *et al.* Correlation between pain scale and infrared thermogram in lumbar disc herniation. **J. Korean Neurosurg. Soc.**, Seoul, v.28, p.253-258, 1999. a

ZHANG, H.Y.; KIM, Y.S.; CHO, Y.E. Thermatomal changes in cervical disc herniations. **Yonsei Med. J.**, Seoul, v.40, p.401-412, 1999. b.

LISTA DE ANEXOS

ANEXO 1 -	TERMO DE CONSENTIMENTO.....	126
-----------	-----------------------------	-----

ANEXO 1- TERMO DE CONSENTIMENTO

TERMO DE CONSENTIMENTO

Curitiba, ____ de _____ de _____.

Eu, _____, após ter sido esclarecido verbalmente sobre o presente estudo, aceito a minha participação no mesmo; assim como a utilização dos dados coletados para a realização deste projeto de pesquisa intitulado “ UTILIZAÇÃO DA IMAGEM INFRAVERMELHA NORMALIZADA PARA DIAGNÓSTICO DE DOENÇAS OCUPACIONAIS E CORRELAÇÃO COM ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE E RESSONÂNCIA MAGNÉTICA”

Estou ciente de que meu anonimato será preservado e afirmo ter sido notificado que receberei todos os esclarecimentos sempre que o desejar e que ficarei ciente dos resultados obtidos.

Entrevistado

Bloco IV do Setor de Tecnologia, Centro Politécnico da UFPR, Bairro Jardim das Américas
Caixa postal 19011, CEP 81531-990, Curitiba, PR e-mail: pg-mec@demec.ufpr.br
Fone/Fax : (41) 361-3701 Web: www.pg-mec.ufpr.br